

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského
inženýrství

Holter EKG s kapacitními elektrodami
ECG Holter with Capacitive Electrodes

2019

Bc. Radek Dokoupil

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Radek Dokoupil**

Studijní program: N2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: **Holter EKG s kapacitními elektrodami**
ECG Holter with Capacitive Electrodes

Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s teorií kapacitních elektrod pro snímání biologických signálů a s problematikou holterovských měření.
2. Návrh a realizace zapojení kapacitních elektrod pro snímání elektrické aktivity srdce.
3. Návrh a realizace zařízení pro realizaci holterovského měření elektrické aktivity srdce.
4. Návrh a realizace software pro zobrazení realizovaných měření.
5. Provedení testů realizovaného zařízení, srovnání s existujícími zařízeními.
6. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] *Body Sensor Network*. Editor Guang-Zhong YANG. London (UK): Springer-Verlag, 2006. 493 s. ISBN 978-1-84628-272-0.
- [2] FRANDEN, Jacob. *Handbook of Modern Sensors: Physics, Design, and Applications*. 4th edition. Springer, c2010. 589 s. ISBN 978-1441964656.
- [3] BRONZINO, Joseph D. et al. *The biomedical engineering handbook*. Boca Raton(USA): CRC Press, 1995. 2896 s. ISBN 0849383463/978-0849383465.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

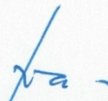
Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Martin Černý, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2018

Datum odevzdání: 30.04.2019



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry




prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Ostravě dne: 27. dubna 2019


.....
podpis studenta

Poděkování

Tímto bych chtěl poděkovat vedoucímu diplomové práce, panu doc. Ing. Martinovi Černému, Ph.D. za jeho cenné připomínky a rady. Stejně tak velice děkuji panu Ing. Tomáši Klinkovskému za poskytnutí praktických rad nejen při vypracování diplomové práce, ale i v průběhu studia. V neposlední řadě také děkuji přítelkyni a rodině za obrovskou podporu v průběhu celého studia.

Abstrakt

Cílem této diplomové práce je navrhnout zařízení pro Holterovské monitorování elektrické aktivity srdce s využitím kapacitních elektrod.

Teoretická část práce je zaměřena na problematiku měření elektrické aktivity srdce, problematiku kapacitních elektrod sloužících k těmto účelům a problematiku monitorování podle Holtera.

V praktické části práce je popsán způsob úpravy a použití deskového kondenzátoru jako kapacitní elektrody, čímž je demonstrován základní princip funkce kapacitních elektrod. Dále praktická část práce obsahuje návrh a konstrukci kapacitních elektrod, využívajících látku oděvu jako dielektrikum. S návrhem kapacitních elektrod je úzce spjat návrh vhodného biozesilovače, který práce taktéž uvádí. Mimo podmínku kapacitní vazby mezi pokožkou a elektrodou je návrh řešení ovlivněn také požadavky na co nejmenší rozměry zařízení, možnost dlouhodobého ukládání EKG záznamu a také vlastní napájecí zdroj zařízení. K digitalizaci EKG signálu je využit obvod ESP32, který dle požadavků uživatele zajišťuje ukládání pořízeného záznamu na paměťovou kartu, do internetového úložiště, či odesílání dat do mobilního telefonu.

Dle stanovených kritérií bylo vytvořeno funkční zařízení pro snímání elektrické aktivity srdce. Nekonenčnost navrženého zařízení spočívá ve využití kapacitních elektrod pro účely Holterovského monitorování s širokou škálou způsobů ukládání dat.

Klíčová slova

Elektrokardiografie, kapacitní elektrody, bezkontaktní měření, Holterovo monitorování.

Abstract

The aim of this thesis is to design a device for Holter monitoring of heart electrical activity by using capacitive electrodes.

The theoretical part deals with the measurement of the electrical activity of the heart, the problems of capacitive electrodes for these purposes and the issue of monitoring according to Holter.

In the practical part of the thesis there is described the method of modification and use the plate capacitor as capacitive electrode, which demonstrates the basic function principle of capacitive electrodes. Furthermore, the practical part of the thesis contains the design and construction of capacitive electrodes using the garment substance as dielectric material. The design of capacitive electrodes is closely related to the design of a bioamplifier, which also stated in the work. Apart from the condition of capacitive coupling between the skin and the electrode, the solution is also influenced by the requirements for the smallest possible size of the device, the possibility of long-term ECG recording and also the own power source of the device. To digitize ECG signal is used circuit ESP32, which according to user's requirements ensures storing of recorded data on memory card, internet storage or sending data to mobile phone.

According to the specified properties, a functional device for sensing the electrical activity of the heart was created. The unconventionality of the proposed device is based on the use capacitive electrodes for Holter monitoring purposes with a wide range of storage methods.

Key words

Electrocardiography, capacitive electrodes, noncontact measurement, Holter monitoring

Obsah

Seznam použitých symbolů a zkratk	9
Seznam ilustrací a seznam tabulek	10
Úvod	12
1. Elektrická aktivita srdce	13
2. Elektrokardiografie	16
3. Biopotenciálové elektrody	21
3.1. Konvenční typy elektrod	22
3.1.1. Plošné kovové elektrody	23
3.1.2. Balónkové elektrody	23
3.1.3. Plovoucí elektrody	24
3.2. Kapacitní elektrody	24
3.2.1. Deskový kondenzátor a dielektrikum	24
3.2.2. Teorie kapacitní elektrody	27
4. Holterovské monitorování	30
5. Návrh řešení	31
6. Realizace kapacitních elektrod	32
6.1. První prototyp elektrod	32
6.2. Druhý prototyp elektrod	37
6.3. Třetí prototypy elektrod	43
6.4. Čtvrtý prototyp elektrod	45
7. Realizace řídicí a záznamové části zařízení	46
7.1. Základní deska (propojující deska)	46
7.2. Deska uživatelského rozhraní	49
7.3. Adaptér pro připojení paměťové karty	50
7.4. Obvod nabíjení	51
7.5. Kompletace výrobku	52
8. Práce s EKG daty	54
8.1. Uložení záznamu na SD kartu	54
8.2. Uložení záznamu na SD kartu s využitím NTP	56
8.3. Uložení záznamu do internetového úložiště	57

8.4.	Vizualizace a ukládání měřených dat pomocí mobilního telefonu	61
8.5.	Zpracování dat v prostředí MATLAB.....	64
9.	Minimalizace zařízení	67
10.	Testování výrobku a srovnání s existujícími zařízeními	69
	Závěr	71
	Zdroje	73
	Seznam příloh.....	79

Seznam použitých symbolů a zkratk

Zkratka	Význam
AHA	American Heart Association
BLE	Bluetooth Low Energy
CAN	Controller Area Network
CMRR	Common Mode Rejection Ratio
DRL	Driven Right Led
ESD	Electrostatic Discharge
IEC	International Electrotechnical Commission
IoT	Internet of Things
NTP	Network Time Protocol
OSS	Open Source Software
PCB	Printed Circuit Board
SPI	Serial Peripheral Interface
SRAM	Static Random Access Memory
UART	Universal Asynchronous Receiver and Transmitter
USB	Universal Serial Bus

Seznam ilustrací a seznam tabulek

Obrázek 1: Průběh akčního potenciálu a iontové proudy vápníku, draslíku a sodíku. [2]	14
Obrázek 2: Převodní systém srdeční v kontextu k elektrokardiogramu.[2]	15
Obrázek 3: Příklad elektrokardiogramu s vyznačenými parametry[1].....	16
Obrázek 4: Výkonové spektrum EKG signálu.[4]	17
Obrázek 5: Einthovenovy bipolární končetinové svody. [1].....	18
Obrázek 6: Goldbergerovy unipolární končetinové svody. [1]	19
Obrázek 7: Wilsonovy unipolární hrudní svody. [1].....	20
Obrázek 8: Náhradní obvod elektrody v kontaktu s pokožkou, modelující rozhraní elektroda–elektrolyt a elektrolyt–epidermis.[1]	22
Obrázek 9: Schéma polárního a nepolárního dielektrika v elektrickém poli. [7].....	25
Obrázek 10: Konstrukce deskového kondenzátoru.	26
Obrázek 11: Náhradní obvod kapacitní elektrody. Upraveno podle[3].	28
Obrázek 12: Schéma konstrukce kapacitní elektrody. [38].....	29
Obrázek 13: Návrh řešení EKG holteru s kapacitními elektrodami.	31
Obrázek 14: Zbroušený kondenzátor sloužící jako kapacitní elektroda.	32
Obrázek 15: Schéma zapojení biozesilovače pro první prototyp kapacitních elektrod.....	33
Obrázek 16: Zjednodušené schéma představující měření pomocí kapacitní elektrody a vstupní obvod biozesilovače.	34
Obrázek 17: Dílčí výsledek měření pomocí prvního prototypu kapacitních elektrod.....	36
Obrázek 18: Schéma kapacitní elektrody.....	37
Obrázek 19: Schéma kontaktu elektrody s pokožkou. [29].....	38
Obrázek 20: Obvodový model kapacitní elektrody. [29].....	38
Obrázek 21: Navržená kapacitní elektroda.	39
Obrázek 22: Úprava vstupní části biozesilovače.....	40
Obrázek 23: Vstupy LMP7704. [39].....	41
Obrázek 24: Schéma zapojení biozesilovače s využitím obvodu LMP7704.	42
Obrázek 25: Dílčí výsledek měření pomocí druhého prototypu kapacitních elektrod.	43
Obrázek 26: Obvodové schéma a deska plošného spoje kapacitní elektrody.	43
Obrázek 27: Fotografie třetího prototypu kapacitních elektrod.	44
Obrázek 28: Dílčí výsledek měření pomocí třetího prototypu kapacitních elektrod.....	44
Obrázek 29: Schéma čtvrtého prototypu kapacitní elektrody.	45
Obrázek 30: Fotografie čtvrtého prototypu kapacitní elektrody.	45
Obrázek 31: Schéma základní desky.....	46
Obrázek 32: Funkční blokové schéma obvodu ESP32. [12].....	48
Obrázek 33: Fotografie základní desky propojující modul ESP32 a desku uživatelského rozhraní. ..	48
Obrázek 34: Fotografie desky uživatelského rozhraní.	49
Obrázek 35: Schéma zapojení adaptéru pro paměťovou kartu.	50
Obrázek 36: Detailní fotografie zařízení.	52
Obrázek 37: Měření elektrické aktivity srdce přes látku oděvu.	53
Obrázek 38: Applet vytvořený na stránkách IFTTT.com.	58

Obrázek 39: Vývojový diagram podprogramu pro uložení záznamu do internetového úložiště.	59
Obrázek 40: Ukládání dat prostřednictvím účtu google.	60
Obrázek 41: Vytvořená mobilní aplikace pro vizualizaci a ukládání měřených dat.	61
Obrázek 42: Vývojový diagram mobilní aplikace.	63
Obrázek 43: Vykreslení originálních dat a dat po korekci nulové izolinie.	64
Obrázek 44: Vykreslení záznamu EKG s vyznačenými R kmity, S kmity a vypočítanou tepovou frekvencí.	65
Obrázek 45: Programování ESP32.	68
Obrázek 46: Fotografie minimalizovaného prototypu zařízení.	68
Obrázek 47: Záznam pořízený při měření přes bavlněné tričko.	69
Obrázek 48: Záznam pořízený při měření přes tričko ze syntetického materiálu.	70
Obrázek 49: Záznam pořízený při měření přes izolační pásku z PVC o tloušťce 0,13mm (izolační pásky pro elektroinstalační práce).	70
Obrázek 50: První a druhý prototyp EKG holteru s kapacitními elektrodami	72
Tabulka 1: Dielektrické vlastnosti materiálu. [14] [15][16][17]	27
Tabulka 2: vzájemné propojení pinů adaptéru paměťové karty a ESP32.	51
Tabulka 3: Formát a význam uložených dat	54
Tabulka 4: Formát a význam uložených dat.	57
Tabulka 5: Formát a význam uložených dat:	60

Úvod

Měření elektrické aktivity srdce se pro svůj velký diagnostický význam řadí mezi základní vyšetřovací metody v kardiologii. Zařízení sloužící k měření elektrické aktivity srdce se nazývá elektrokardiograf, přičemž záznam pořízený tímto zařízením označujeme jako elektrokardiogram. Znalost elektrokardiogramu pacienta významnou měrou přispívá k určení správné diagnózy.

Konvenčně rozšířené přístroje sloužící k měření elektrické aktivity srdce nejčastěji využívají vodivé spojení mezi přístrojem a tělem pacienta. Toto vodivé spojení je zajištěno prostřednictvím plošných kovových elektrod, balónkových elektrod či plovoucích elektrod. Rozmístění těchto elektrod, stejně jako jejich označení je standardizováno normami IEC (International Electrotechnical Commission), nebo také AHA (American Heart Association). Také podoba výstupního elektrokardiografického záznamu podléhá standardizaci.

Z důvodu potřeby monitorovat srdeční aktivitu pacienta i mimo ordinaci lékaře či diagnostické centrum vznikl takzvaný Holterův EKG monitor. Monitorování podle Holtera má důležitý diagnostický význam z důvodu odhalení srdečních (případně i jiných) chorob, jejichž projevy jsou nahodilé a málo četné. Je tudíž velmi nízká pravděpodobnost, že dojde k výskytu těchto projevů v průběhu měření elektrické aktivity srdce přímo u diagnostika. Moderní Holterovské monitory disponují mimo základní funkce snímání a ukládání EKG záznamu i dalšími možnostmi zpracování záznamu. Jedním z možných vylepšení konvenčně používaného EKG holteru je aplikace modulu pro bezdrátový přenos záznamu s využitím technologií Bluetooth či Wi-Fi. Další možnou inovací EKG holteru je použití kapacitních elektrod pro snímání elektrické aktivity srdce.

Kapacitní elektrody, které jsou někdy také označovány jako bezkontaktní elektrody, jsou určeny k snímání biosignálů bez nutnosti vodivého spojení mezi elektrodou a pokožkou. Snímání biosignálu je tedy zprostředkováno kapacitní vazbou mezi elektrodou a pokožkou. V závislosti na způsobu konstrukce kapacitní elektrody a její uvažované aplikaci může jako dielektrikum sloužit vzduchová mezera či látka oděvu mezi elektrodou a pokožkou. Řada studií uvádí možnost aplikace kapacitních elektrod do prostředků každodenního života, jako například do kancelářské židle, do invalidního vozíku, postele nebo například do volantu automobilu. Veškeré tyto aplikace kapacitních elektrod ovšem provází řada komplikací spojená s přítomností pohybových artefaktů.

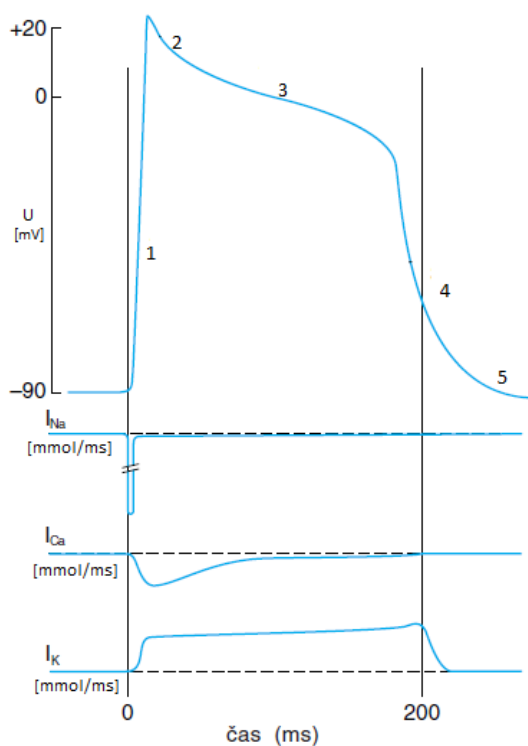
Tato práce se zabývá návrhem a prototypovou výrobou EKG holteru s využitím kapacitních elektrod a rozšířenými možnostmi ukládání pořízeného záznamu.

1. Elektrická aktivita srdce

Morfologicky je srdeční svalovina svým pruhováním podobná svalovině kosterní. Ovšem na rozdíl od kosterní svaloviny nelze srdeční svalovinu ovládat vůlí. Z mikroskopického hlediska je srdeční svalovina tvořena buněčnými jednotkami zvanými kardiomyocyty. Kardiomyocyty jsou mezi sebou vzájemně spojeny interkalárními disky. V místech mezi dvěma buněčnými membránami existují takzvané „skulinové spojení“, gap junctions. Tyto spojení představují nízkoodporové přemostění mezi buňkami, sloužící mimo jiné k přenosu elektrické informace mezi kardiomyocyty. Svalová vlákna tedy nemají neuromuskulární ploténky a k jejich dráždění dochází prostřednictvím lokálních proudů. Klidový membránový potenciál srdeční buňky je přibližně -90 mV z důvodu odlišné koncentrace iontů v extracelulárním a intracelulárním prostředí. Při tomto stavu je v intracelulárním prostoru vyšší koncentrace iontů draslíku než v extracelulárním prostoru. Oproti tomu koncentrace iontů sodíku je v intracelulárním prostoru nižší. Při podráždění srdeční buňky dostatečně velkým impulzem dochází ke vzniku akčního potenciálu. Pojem akční potenciál rozumíme stav, kdy se na určitou dobu změni polarita membrány. U srdeční buňky můžeme akční potenciál rozdělit do pěti základních fází:

1. Depolarizace
2. Transpolarizace
3. Fáze plató
4. Repolarizace
5. Obnovení klidového stavu

Vyjmenované fáze akčního potenciálu jsou zobrazeny na obrázku 1.

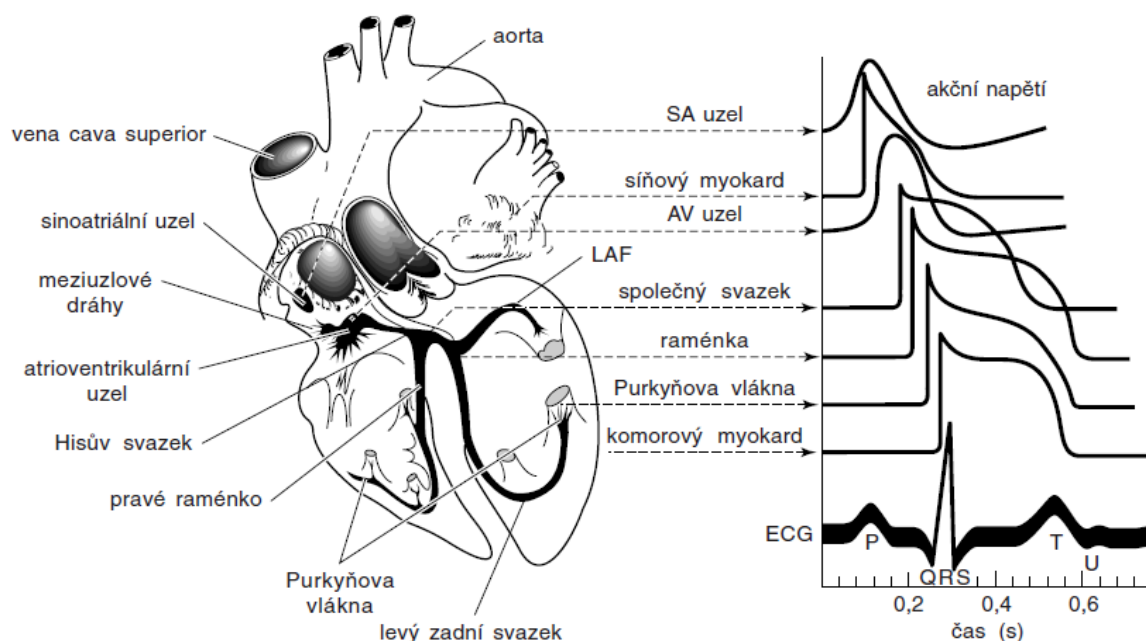


Obrázek 1: Průběh akčního potenciálu a iontové proudy vápníku, draslíku a sodíku. [2]

Obrázek 1 mimo průběhu akčního potenciálu znázorňuje i iontové proudy vápníku Ca^{++} , draslíku K^{+} a sodíku Na^{+} . Kladný směr proudu znázorňuje směr ven z buňky. Proudění iontů mezi extracelulárním a intracelulárním prostorem je zajištěno pomocí rychlých sodíkových a vápníkových kanálů a pomocí pomalého draslíkového kanálu. V důsledku elektrického podráždění buňky dojde k prudkému zvýšení propustnosti membrány pro kationty Na^{+} , které se nazývá depolarizace. Při tomto stavu dochází díky vysoké koncentraci kationtů sodíku vně buňky a nízké koncentraci uvnitř buňky k postupnému vyrovnávání koncentračních gradientů sodíku. Ionty sodíku tedy proudí do buňky. Následně depolarizace přechází ve stav transpolarizace, při které dochází k uzavření sodíkových kanálů a tím k prudkému poklesu membránového napětí. Kationty draslíku proudí ven z buňky. Následná plató fáze se vyznačuje zpomalením poklesu membránového napětí díky toku vápníkových kationtů pomalými vápníkovými kanály. Fáze repolarizace je opět urychlena postupným ustáváním toku vápníkových kationtů do buňky. Doba trvání repolarizace může být i delší než 200 ms. Poslední fází průběhu akčního potenciálu srdeční buňky je obnovení jejího klidového stavu. Celková doba trvání akčního potenciálu může být až 400 ms.

Jak již bylo zmíněno výše, vznik akčního potenciálu je podmíněn elektrickým podrážděním buňky. Vznik a následnou distribuci dráždivých vzruchů zajišťuje převodní systém srdeční. Převodní systém srdeční můžeme rozdělit do několika vzájemně navazujících částí: sinoatriální uzel (SA uzel), internodiální síňové spoje, atrioventrikulární uzel (AV uzel), Hisův svazek, Tawarova raménka

(levé a pravé Tawarovo raménko) a Purkyňova vlákna. Převodní systém srdeční a jeho vztah k elektrokardiogramu je uveden na obrázku 2.



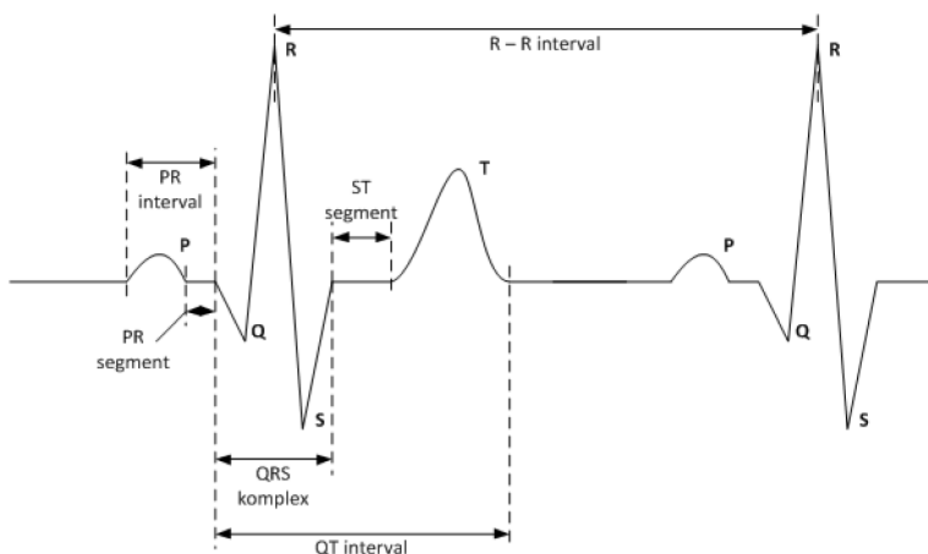
Obrázek 2: Převodní systém srdeční v kontextu k elektrokardiogramu.[2]

Výsledkem postupného šíření akčního potenciálu je srdeční cyklus, který můžeme primárně rozdělit na systolu a diastolu. Názvem systola je označováno stažení srdeční svaloviny, které má za následek vypuzení objemu krve ze srdce do krevního oběhu. Diastolou je poté označován stav relaxace srdeční svaloviny, při kterém dochází k plnění srdečních prostor krví. Doba trvání diastoly je za fyziologických podmínek delší než doba trvání systoly.

[1][2][3]

2. Elektrokardiografie

„Sumaci elektrické aktivity všech srdečních buněk lze extracelulárně snímat jako *elektrokardiogram*“. Elektrická srdeční aktivita je úzce spjata s mechanickou srdeční aktivitou a v důsledku toho nese informaci o stavu srdeční svaloviny, z toho důvodu se elektrokardiografie považuje za jednu z hlavních vyšetřovacích metod v kardiologii. Příklad elektrokardiogramu s vyznačenými kmity, vlnami a intervaly je uveden na obrázku 3. [2]



Obrázek 3: Příklad elektrokardiogramu s vyznačenými parametry[1]

Vlna P je projevem depolarizace levé a pravé srdeční síně. Při měření elektrické aktivity srdce pomocí standardizovaného rozložení elektrod podle Einthovena či Goldberga má za fyziologických podmínek tato vlna změřená svody I, II a aVF pozitivní amplitudovou výchylku. Negativní amplitudovou výchylku se vlna P projevuje ve svodu aVR. Fyziologická doba trvání P vlny, tedy depolarizace síní je 110 ms.

Vlna T je projevem repolarizace levé i pravé komory. Doba trvání T vlny je za fyziologických podmínek 200 ms. Z diagnostického hlediska je vlna T velmi důležitým ukazatelem stavu srdeční svaloviny.

Kmit Q je součástí QRS komplexu. Jeho negativní amplitudová výchylka za normálních podmínek nepřesahuje $\frac{1}{4}$ výšky QRS komplexu měřeného na stejném svodu. Doba trvání samotného Q kmitu je přibližně 30 ms, přičemž tento časový úsek představuje depolarizaci septa a papilačních svalů.

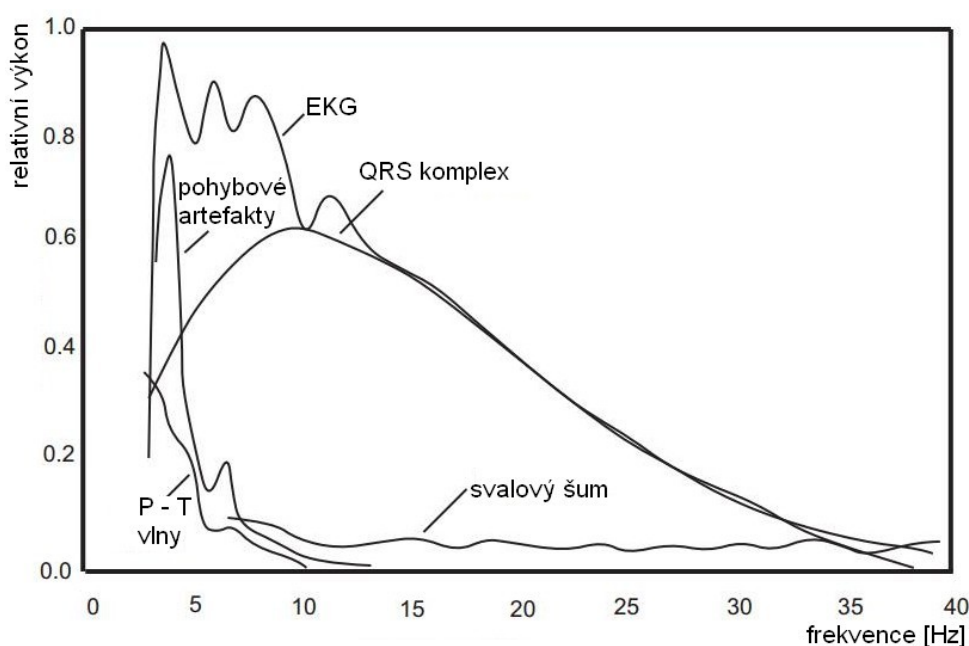
Kmit R má vždy opačnou amplitudovou výchylku než kmit Q. V případě přítomnosti více kladných kmitů v QRS komplexu se tyto kmity označují R' a R'' . Kmit R se velice často využívá k určení srdeční tepové frekvence.

Kmit S představuje poslední segment QRS komplexu a jeho výchylka má stejnou orientaci jako kmit Q změřený na témže svodu.

QRS komplex je chápán jako sumace kmitů Q, R a S představující depolarizaci srdečních komor.

[1][25][26]

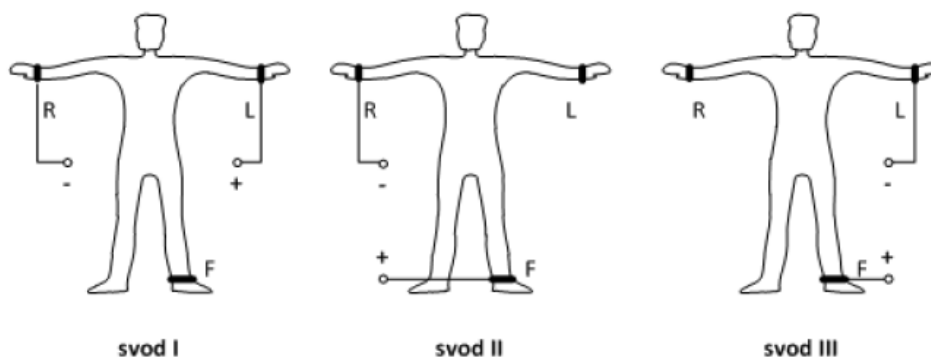
Elektrická aktivita srdce měřená na povrchu těla prostřednictvím povrchových elektrod dosahuje amplitudového rozkmitu 0,5 mV – 5 mV. Majoritní část elektrokardiografického signálu se nachází ve frekvenčním pásmu 0,01 Hz – 250 Hz. Toto frekvenční pásmo je určeno spíše pro diagnostické účely. Pro účel monitorování elektrické aktivity srdce postačuje frekvenční pásmo 0,5 – 100 Hz. Vlna P se nachází ve frekvenčním intervalu 0,67 – 5 Hz. QRS komplex se za fyziologických podmínek nachází v rozmezí frekvencí 10 – 50 Hz. Vlna T se nachází ve frekvenčním pásmu 1 – 7 Hz. Výkonové spektrum EKG signálu je uvedeno na obrázku 4. [1][5][50]



Obrázek 4: Výkonové spektrum EKG signálu.[4]

Einthovenovy bipolární končetinové svody

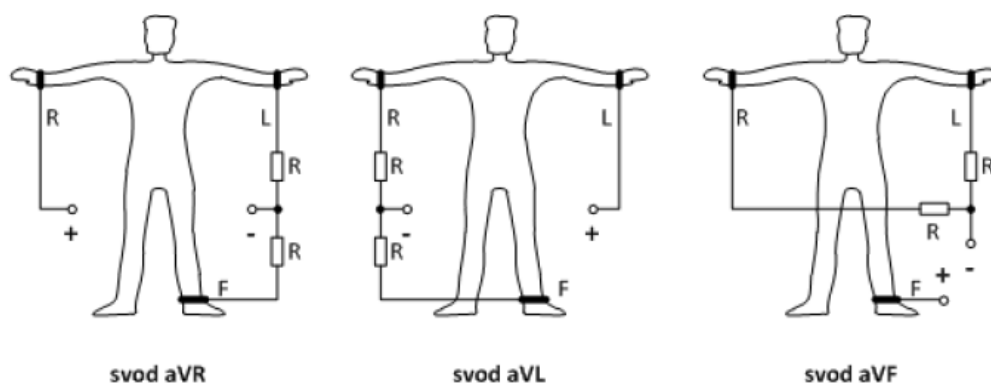
Einthovenovy bipolární svody jsou tvořeny za pomoci tří končetinových svorek. Proložením těchto končetinových svorek pomyslnými přímkami vznikne takzvaný Einthovenův rovnostranný trojúhelník, v jehož těžišti leží srdce. Dle normy IEC (International Electrotechnical Commission) svorka označená písmenem „R“ slouží k připojení na pravou paži, svorka označená písmenem „L“ slouží k připojení na levou paži a svorka označená písmenem „F“ slouží k připojení na levou nohu. Také barevné značení svorek je standardizováno normami IEC, nebo také AHA (American Heart Association). Dle normy IEC se pro svorku umístěnou na pravé paži používá červená barva, svorka umístěná na levé paži je barvy žluté a svorka umístěná na levé noze má zelenou barvu. Princip měření srdeční elektrické aktivity pomocí tohoto svodového systému spočívá v měření rozdílu elektrického potenciálu vždy mezi dvojicí elektrod. V případě měření rozdílu elektrického potenciálu mezi elektrodami umístěnými na pravé a levé paži mluvíme o takzvaném I Einthovenově svodu. Měřením difference potenciálů mezi pravou paží a levou nohou vzniká II Einthovenův svod. Jako III Einthovenův svod se poté označuje dvojice elektrod umístěných na levé paži a levé noze. Všechny jmenované Einthovenovy svody jsou uvedeny na obrázku 5.[1][26]



Obrázek 5: Einthovenovy bipolární končetinové svody. [1]

Goldbergerovy unipolární končetinové svody

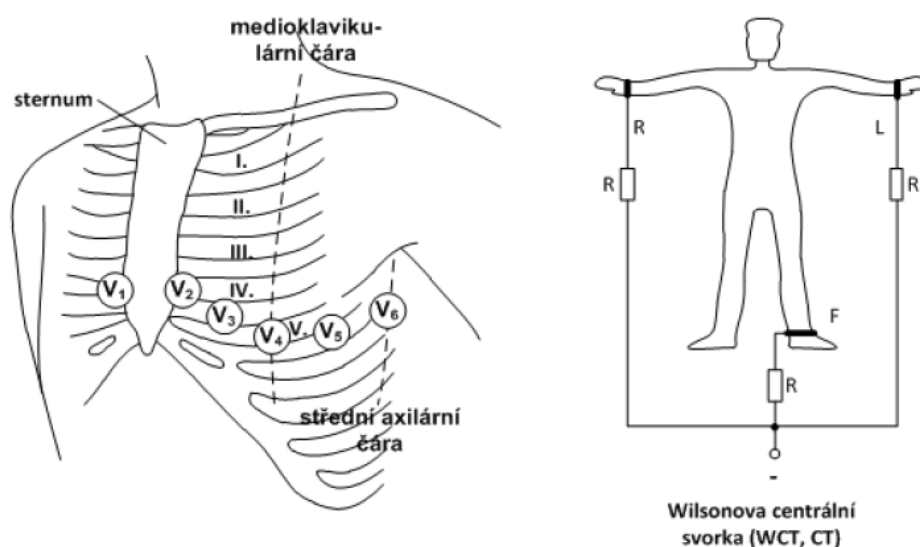
Měřením elektrické aktivity srdce pomocí Goldbergerových unipolárních svodů se rozumí takové měření, při kterém je snímána elektrická aktivita srdce prostřednictvím jedné svorky vůči aritmetickému průměru dalších dvou. Aritmetický průměr svodů je možné vytvořit spojením uvažovaných svodů dvěma rezistory stejné hodnoty, aritmetický průměr svodů se poté nachází mezi těmito rezistory. Přínosem měření pomocí Goldbergerových svodů je zvýšení úrovně signálu oproti Einthovenově metodě. Značení svodu je aVR, aVL a aVF (viz obrázek 6). [1][26]



Obrázek 6: Goldbergerovy unipolární končetinové svody. [1]

Wilsonovy unipolární hrudní svody

Z důvodu potřeby kvalitnějšího záznamu projevů elektrické aktivity srdce a s tím spojené přesnější diagnózy srdce byly výše jmenované metody rozšířeny o Wilsonovy unipolární svody. Tento svodový systém se skládá ze šesti svorek umístěných dle definovaných parametrů na hrudníku (viz obrázek 7). Jednotlivé svorky jsou značeny V_1 , V_2 , V_3 , V_4 , V_5 , V_6 . Stejně jako v případě měření pomocí Goldbergových svodů je i měření pomocí Wilsonových svodů unipolární, nicméně za aritmetický průměr je považováno spojení všech tří končetinových svorek. Spojení končetinových svorek je realizováno třemi rezistory stejné hodnoty, v jejichž spojení se nachází Wilsonova centrální svorka (WCT, CT).[1][26]



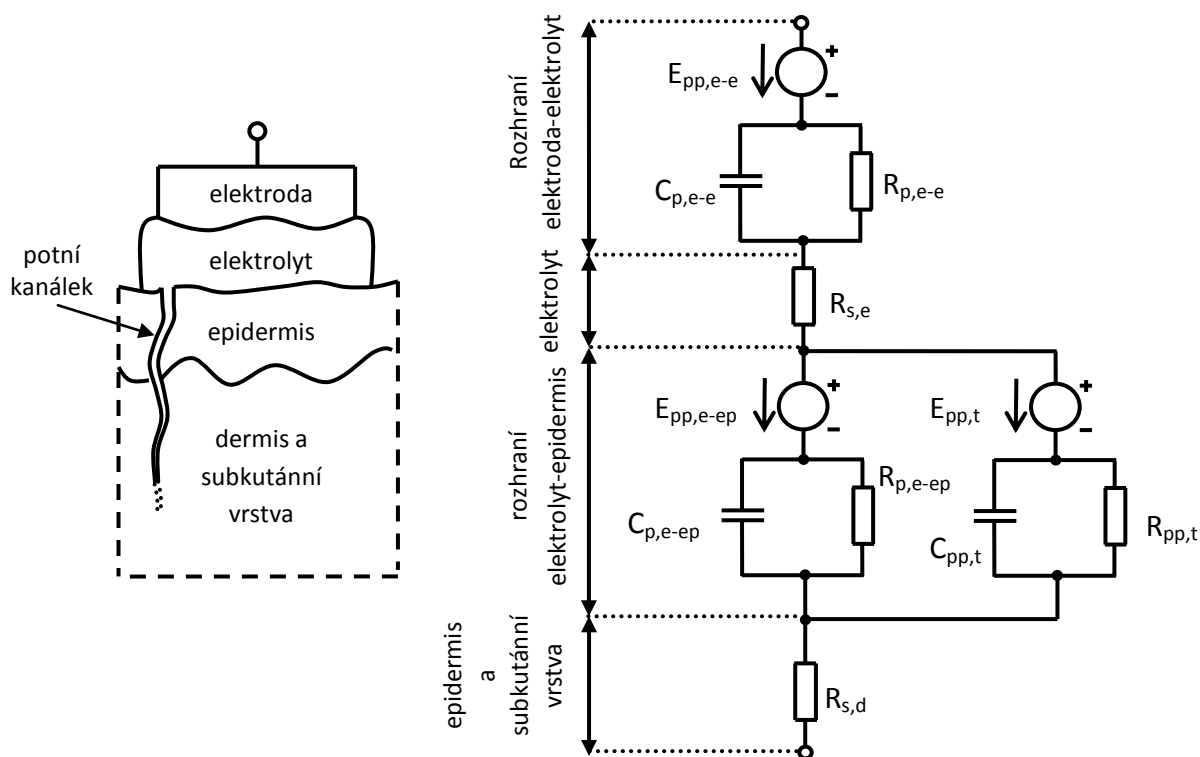
Obrázek 7: Wilsonovy unipolární hrudní svody. [1]

3. Biopotenciálové elektrody

Biopotenciálové elektrody slouží k připojení živého organismu, jehož elektrické potenciály chceme snímat, k příslušným měřicím přístrojům. Z hlediska způsobu vedení elektrického proudu lze na lidské tělo pohlížet jako na vodič druhého typu, jelikož k přenosu elektrického proudu slouží volné ionty intracelulární a extracelulární tekutiny. Oproti tomu vodivé materiály používané v elektronice vedou elektrický proud prostřednictvím volných elektronů a jsou tedy označovány jako vodiče prvního druhu. Úkolem konvenčně používaných biopotenciálových elektrod je tedy zajistit vodivé spojení mezi vodičem prvního a druhého druhu. Kromě zajištění kvalitního vodivého spojení mezi organismem a měřicím přístrojem dále konvenční elektrody nesmí svou přítomností dráždit tkáň měřeného objektu. Mezi konvenčně používané typy elektrod je možné zařadit mimo jiné plošné kovové elektrody, balónkové elektrody a plovoucí elektrody. Vyjmenované typy elektrod jsou blíže popsány v následující kapitole. [1]

3.1. Konvenční typy elektrod

Z makroskopického hlediska lze na biopotenciálové elektrody pohlížet jako na zdroj elektrického signálu, jedná se tedy o aktivní snímače elektrických projevů živých tkání. Interpretace biopotenciálové elektrody jakožto zdroje elektrického signálu také stanovuje hlavní sledované parametry elektrod. Mezi hlavní sledované parametry elektrod tedy patří jejich vnitřní impedance, jelikož při měření biologického signálu ovlivňuje úbytek napětí na elektrodě. S rostoucí impedancí elektrody vzrůstá také úbytek napětí na elektrodě. Vhodné jsou elektrody s co nejmenší vnitřní impedancí. Impedanci elektrody lze při její výrobě ovlivnit řadou faktorů, jako například vhodnou volbou materiálu elektrody, složením elektrolytu, či velikostí plochy rozhraní elektroda–elektrolyt. Při práci s elektrodami je také třeba brát zřetel na fakt, že se elektrody chovají jako nelineární prvky, což do značné míry může ovlivnit měření.



Obrázek 8: Náhradní obvod elektrody v kontaktu s pokožkou, modelující rozhraní elektroda–elektrolyt a elektrolyt–epidermis.[1]

Na obrázku 8 je uveden náhradní obvod elektrody v kontaktu s pokožkou, modelující rozhraní elektroda–elektrolyt a elektrolyt–epidermis. Zdroj $E_{pp,e-e}$ představuje elektromotorické napětí, které je ekvivalentní půlčlánekovému potenciálu. Paralelní kombinace rezistoru $R_{p,e-e}$ a kondenzátoru $C_{p,e-e}$ modeluje rozhraní elektroda–elektrolyt. Kapacitní charakter uvedené části modelu popisuje rozložení iontů na tomto rozhraní a ovlivňuje jeho celkovou impedanci v závislosti na frekvenční oblasti, ve

které měření probíhá. Rezistance $R_{p,e-e}$ určuje prosakující proud, který může skrze nábojovou dvojvrstvu procházet. Elektrický odpor elektrolytu je v náhradním obvodu reprezentován pomocí rezistoru $R_{s,e}$. Velmi významnou složkou uvedeného náhradního obvodu je část modelující kontakt elektrolytu s horní vrstvou pokožky resp. rozhraní elektroda–epidermis. Na rozdíl od hlubších kožních struktur (dermis a subkutánní vrstvy) epidermis mimo jiné obsahuje suchý, odumřelý buněčný materiál a obsahuje tedy méně vody. Z tohoto důvodu se epidermis oproti hlubším kožním strukturám vyznačuje menší elektrickou vodivostí. Vznik elektrochemického půlčlankového potenciálu $E_{pp,e-ep}$ je důsledkem styku dvou různých elektrolytů, vodivého gelu a buněčné tělní tekutiny. Obdobně jako rozhraní elektroda–elektrolyt má také rozhraní elektrolyt–epidermis kapacitní a rezistivní charakter, který je znárodněn rezistorem $R_{p,e-ep}$ a kondenzátorem $C_{p,e-ep}$. Rezistor $R_{s,d}$ reprezentuje rezistenci epidermis a subkutánní vrstvy, elektrochemické potenciály těchto hlubších kožních struktur jsou ve srovnání s předchozími vrstvami modelu zanedbatelné, a tudíž nejsou v náhradním obvodu uvedeny. Není ovšem možné zanedbat vliv potních kanálků, které navazují na potní žlázy nacházející se v subkutánní vrstvě a ústící na povrchu epidermis. Elektrické vlastnosti této části modelu jsou reprezentovány půlčlankovým potenciálem $E_{pp,st}$, rezistencí $R_{pp,st}$, kapacitou $C_{pp,st}$ a jsou silně závislé na aktuálním stavu organismu, respektive na složení potu jedince.

3.1.1. Plošné kovové elektrody

Plošné kovové elektrody jsou také někdy označovány jako deskové elektrody a konstrukčně patří mezi nejjednodušší typ elektrod. Styčnou plochu pro kontakt elektrody s tělem pacienta tvoří deska ze slitiny stříbra a niklu (80 % Ag, 20 % Ni). V případě malých, plošných elektrod se jedná o elektrody argentchloridové. Nejrozšířenějším zástupcem této skupiny elektrod jsou končetinové EKG elektrody. Konstrukčně jsou tyto elektrody navrženy jako klipsy, jejichž styčná plocha zajišťuje vodivé spojení s přívodními vodiči a v důsledku toho i s měřicím přístrojem a zároveň zajišťuje mechanické uchycení na končetině. Další možné provedení plošných kovových elektrod je formou malého kovového disku, opatřeného konektorem pro připojení přívodních vodičů a pěnovým krytem, který mimo ochrany elektrody zajišťuje její uchycení na pokožce. [1][23]

3.1.2. Balónkové elektrody

Mechanické uchycení balónkových elektrod na těle pacienta je založeno na vytvoření podtlaku pomocí gumového balónku elektrody, styčnou plochu pro vodivé spojení s pacientem poté tvoří vnitřní plocha kovové přísavky. Některé typy balónkových elektrod mají dále ve vnitřní části přísavky zabudovaný kovový disk, důsledkem čehož je zvýšena styčná plocha s tělem pacienta. Balónkové elektrody se velmi často používají jako hrudní elektrody v kombinaci s plošnými končetinovými EKG elektrodami. Tyto elektrody není možné použít pro dlouhodobé měření elektrické aktivity srdce. [1]

3.1.3. Plovoucí elektrody

Plovoucí elektroda je tvořena kovovým diskem, na němž je nanesená vrstva elektricky vodivého gelu. Vodivý gel zajišťuje dobré vodivé spojení elektrody s pokožkou a také potlačuje vliv pohybových artefaktů na výsledný záznam. Celá elektroda je překryta pěnovým izolačním krytem, pomocí kterého může být také elektroda přilepena k tělu pacienta. Strana elektrody protilehlá styčné ploše je vybavena konektorem pro připojení přívodního vodiče. Plovoucí elektrody jsou navrženy k jednorázovému použití a je možné je použít při dlouhodobém měření. Při dlouhodobém měření je ovšem třeba brát zřetel na řadu faktorů, které mohou ovlivnit pořízený záznam. Vlivem dlouhotrvajícího měření elektrické aktivity srdce prostřednictvím plovoucích elektrod může docházet k vysychání gelu, jehož následkem je změna hodnoty polarizačního napětí. Dále pak některé typy plovoucích elektrod také mohou zejména při dlouhodobé aplikaci vyvolat mírné podráždění pokožky. [1]

3.2. Kapacitní elektrody

Kapacitní elektrody, které jsou někdy také označovány jako bezkontaktní elektrody, jsou určeny k snímání biosignálů bez nutnosti vodivého spojení mezi elektrodou a pokožkou. Snímání biosignálu je tedy zprostředkováno kapacitní vazbou mezi elektrodou a pokožkou. Tato kapacitní vazba tedy také určuje základní rozdíl mezi kapacitní elektrodou a konvenčními kontaktními elektrodami. Zatímco u konvenčně používaných kontaktních elektrod je požadavek na dosažení pokud co nejmenší impedance přechodu elektroda–pokožka, kapacitní elektroda je určena k měření při stavu vysoké impedance mezi elektrodou a pokožkou. Základní princip funkce kapacitní elektrody lze demonstrovat na deskovém kondenzátoru. [3]

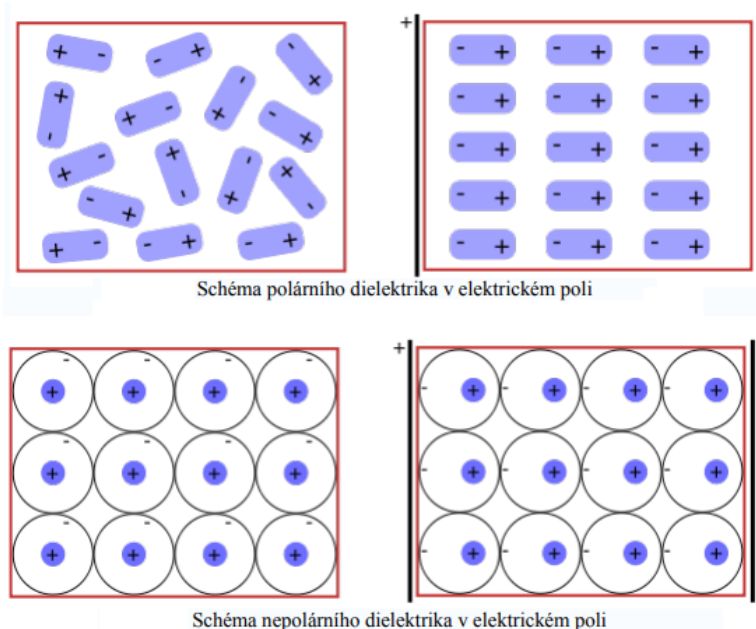
3.2.1. Deskový kondenzátor a dielektrikum

Pro objasnění principu a funkce deskového kondenzátoru a v návaznosti na něm i funkce kapacitních elektrod je nutné vymezení základních pojmů, jako je izolant, dielektrikum, kapacita kondenzátoru a permitivita.

Z pohledu chování látek v elektrickém poli můžeme tyto látky rozdělit na vodiče a nevodiče, respektive izolanty. Jelikož se látka s úplnou absencí volných nosičů elektrického náboje v praxi nevyskytuje, označení ideální izolant je pouze teoretický pojem (Některé zdroje uvádějí jako ideální izolant vakuum, nicméně v tomto případě je nutné brát ohled na možnost technické realizace absolutně čistého vakua. Dále se také s pojmem ideální izolant můžeme setkat při aplikacích izolantu za teploty v okolí absolutní nuly.) Reálný izolant za běžných podmínek obsahuje alespoň malé množství volných nosičů elektrického náboje, které při překročení prahu izolačního napětí způsobí vedení elektrického proudu. Jako dielektrikum označujeme látku, mající schopnost polarizace za předpokladu přítomnosti

elektrického pole. Izolanty tedy mohou být považovány jako podmnožina dielektrik, jelikož každý reálný izolant může být současně dielektrikem, ovšem ne každé dielektrikum může být považováno za izolant.

Polarizace dielektrika nastává za předpokladu přítomnosti elektrického pole, působícího na dielektrikum potřebnou intenzitou. V závislosti na typu dielektrika je mimo jiné možné uvést dva základní druhy polarizace, polarizaci atomovou a polarizaci orientační. Atomovou polarizací se nazývá polarizace nepolárního dielektrika. V tomto případě dochází k nesymetrickému rozložení částic s elektrickým nábojem uvnitř atomů. Při orientační polarizaci dochází k polarizaci polárního dielektrika, kterým může být například voda. Polární dielektrikum se vyznačuje přítomností elektrických dipólů i bez přítomnosti vnějšího elektrického pole. Směr těchto dipólů je ovšem chaotický a při polarizaci polárního dielektrika dochází k uspořádání orientace dipólů.



Obrázek 9: Schéma polárního a nepolárního dielektrika v elektrickém poli. [7]

Permitivita udává míru schopnosti prostředí se polarizovat. Permitivita materiálu se může měnit v závislosti na teplotě, frekvenci a také intenzitě elektrického pole. Absolutní permitivitu lze vypočítat dle vzorce 1 jako součin relativní permitivity a permitivity vakua.

$$\epsilon = \epsilon_0 \cdot \epsilon_r \quad (1)$$

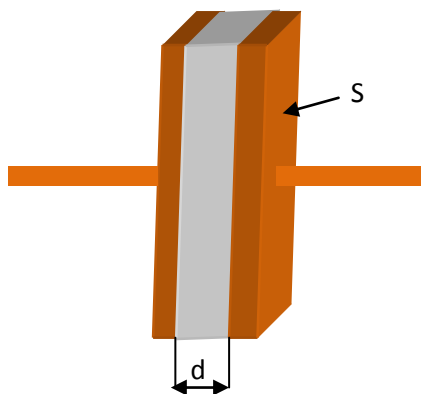
kde:

- ϵ absolutní permitivita [$\text{F} \cdot \text{m}^{-1}$]
- ϵ_0 permitivita vakua $\epsilon_0 \approx 8,854 \cdot 10^{-12} \text{ F} \cdot \text{m}^{-1}$
- ϵ_r relativní (poměrná) permitivita [-]

V praxi se ovšem častěji uvádí relativní permitivita neboli dielektrická konstanta. Relativní permitivita je bezrozměrná veličina a udává poměr absolutní permitivity a permitivity vakua. Z této definice tedy vyplývá nejmenší možná relativní permitivita, tedy $\epsilon_r=1$ je permitivita vakua. Různé druhy materiálu a jejich dielektrické konstanty jsou uvedeny v tabulce 1.

Mezi další sledované vlastnosti dielektrických materiálů patří dielektrické ztráty. Celková hodnota dielektrických ztrát je dána sumací vodivostních, polarizačních a ionizačních ztrát. Důsledkem jmenovaných ztrát je přeměna elektrické energie procházející dielektrikem na Joulovo teplo.

Nejjednodušším typem kondenzátoru je deskový kondenzátor, skládající se ze dvou vodivých elektrod, mezi kterými je dielektrikum. Konstrukce deskového kondenzátoru je uvedena na obrázku 10.



Obrázek 10: Konstrukce deskového kondenzátoru.

$$C = \frac{\Delta Q}{\Delta U} = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{S}{d} \quad (2)$$

Kde:

C	kapacita kondenzátoru [F]
ΔQ	náboj uložený na desce [C]
ΔU	rozdíl napětíového potenciálu mezi deskami kondenzátoru [V]
ϵ_r	relativní permitivita [-]
ϵ_0	permitivita vakua [F·m ⁻¹]
S	Účinná plocha desek, tedy plocha překrytí desek. [m ²]
d	Vzdálenost desek respektive tloušťka dielektrika. [m]

Jednou z hlavních vlastností deskového kondenzátoru je jeho kapacita. Jako kapacita kondenzátoru je označována schopnost dielektrika přijmout určitý elektrický náboj a je možné ji vypočítat dle vzorce 2. Vhodnou volbou materiálu dielektrika a jeho geometrickými vlastnostmi lze ovlivnit celkovou kapacitu kondenzátoru. Tedy s rostoucí relativní permitivitou ϵ_r či s rostoucí plochou elektrod roste také kapacita kondenzátoru, naopak s rostoucí vzdáleností elektrod kapacita klesá.

[7][8][9][10] [51]

3.2.2. Teorie kapacitní elektrody

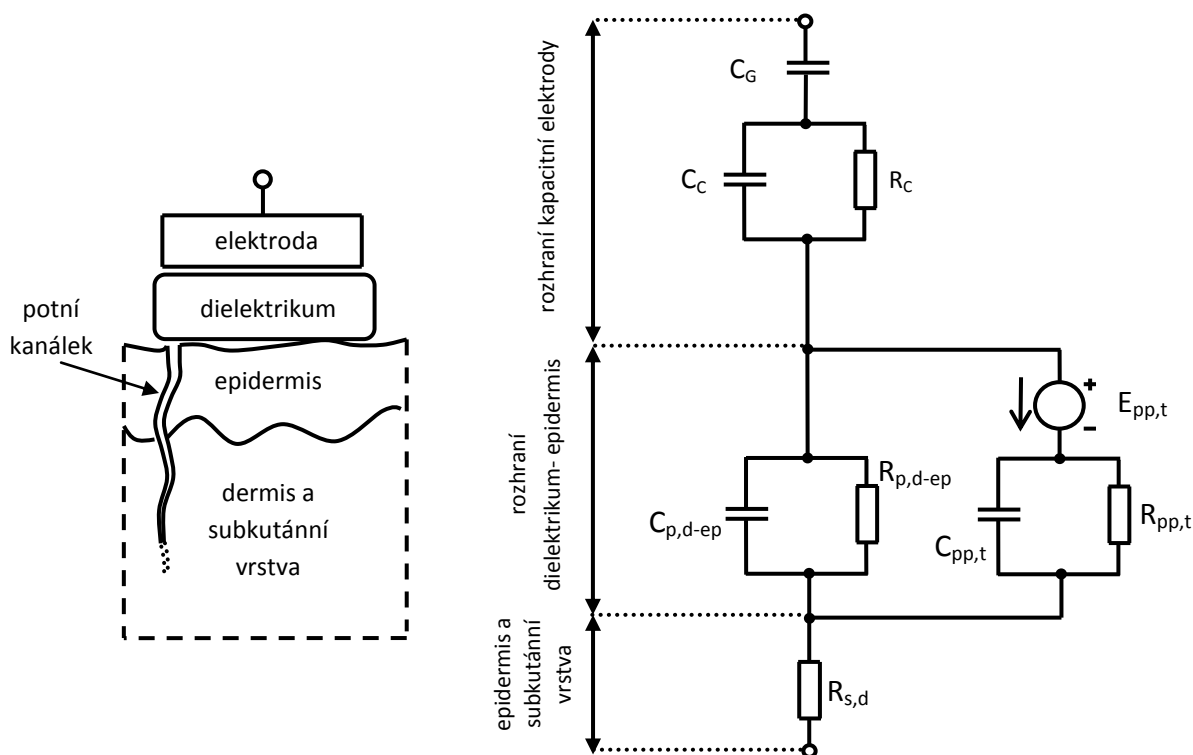
Princip funkce kapacitní elektrody lze demonstrovat na deskovém kondenzátoru, kdy jednu desku kondenzátoru představuje samotná elektroda, jako dielektrikum slouží v závislosti na zvoleném provedení buď ochranná maska pokrývající povrch elektrody, nebo látka oděvu. Druhou elektrodu představuje již pokožka. Kapacita elektrody je tedy mimo jiné dána plochou elektrody a materiálem dielektrika. Výše uvedené vztahy lze využít při určení vlastností kapacitních elektrod. Relativní permitivity vybraných materiálů jsou uvedeny v tabulce 1. První tři řádky tabulky 1 uvádí konvenčně používané materiály pro výrobu kondenzátorů. Tyto materiály jsou v tabulce uvedeny za účelem porovnání hodnot relativních permitivit běžně užívaných materiálů pro výrobu kondenzátoru s materiály, které nejsou primárně navrženy jako materiály dielektrika kondenzátorů. Čtvrtý řádek tabulky 1 uvádí hodnotu relativní permitivity vakua jakožto důležitou hodnotu pro výpočet kapacity kondenzátoru. Následující řádky tabulky 1 uvádějí materiály, které je možné využít jako dielektrikum při konstrukci kapacitních elektrod.

Tabulka 1: Dielektrické vlastnosti materiálu. [14] [15][16][17]

materiál	ϵ_r	Uvažované použití materiálu	orientační tloušťka materiálu
BaTiO ₃	1000–7000	kondenzátor (keramický)	-
Ta ₂ O ₅	27	kondenzátor (tantalový)	-
Al ₂ O ₃	10	kondenzátor	Běžně 0,18 μ m
vakuum	1	-	-
bavlna	1,3–3,2	bavlněná košile	0,5–0,8 mm
polyester	2,2–7,5	košile ze syntetického materiálu	0,5–0,8 mm
PVC	1,4	izolační páska	0,13 mm
nepájivá maska	3,3	ochrana DPS	12,5 μ m

Tloušťky materiálů uvedené v tabulce 1 jsou pouze orientační. Pro přesný výpočet kapacity elektrody je nutné znát přesnou tloušťku dielektrika.

Náhradní obvod kapacitní elektrody je uveden na obrázku 11. Kapacitní vazba mezi elektrodou a pokožkou je reprezentována kondenzátorem C_G . V závislosti na způsobu realizace elektrody, popřípadě způsobu měření může být dále tato kapacitní vazba rozšířena o R_C , C_C článek, který reprezentuje bavlněnou tkaninu oděvu mezi elektrodou a pokožkou. Jelikož se při měření prostřednictvím kapacitních elektrod nepoužívá vodivý gel, jako je tomu například u plovoucích elektrod, nevznikají zde tedy rozhraní elektroda–elektrolyt ani elektrolyt–epidermis a tudíž zde také nevzniká půlčlankový potenciál způsobený přítomností elektrolytu. Není ovšem možné zanedbat vliv potních kanálků, které navazují na potní žlázy nacházející se v subkutánní vrstvě a ústící na povrchu epidermis. Elektrické vlastnosti této části modelu jsou reprezentovány půlčlankovým potenciálem $E_{pp,t}$, rezistencí $R_{pp,t}$, kapacitou $C_{pp,t}$.

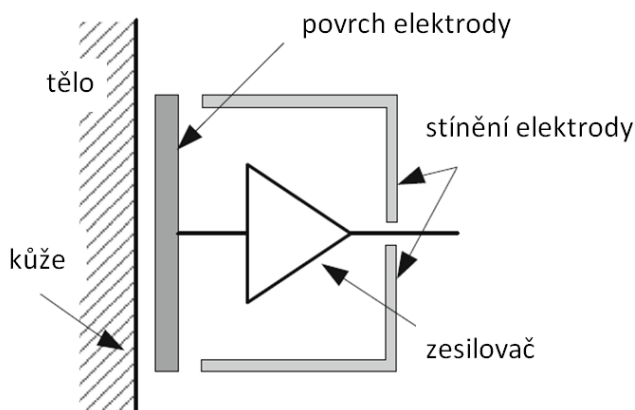


Obrázek 11: Náhradní obvod kapacitní elektrody. Upraveno podle[3].

Vliv kožního mazu nelze zanedbat zvláště v případě dlouhodobého měření. Vlivem dlouhodobého měření může i přes počáteční odmaštění kůže docházet ke vzniku kožního mazu a tím i ke změnám vlastností kapacitní vazby. Dielektrická konstanta kožního mazu nebyla prozatím dle dostupných zdrojů určena, nicméně ze znalosti složení kožního mazu je možné určit její přibližnou hodnotu. Majoritní složkou kožního mazu jsou triglyceridy (41 %) jejichž dielektrická konstanta je přibližně 3,5 – 7,2 další významnou složkou kožního mazu jsou vosky a estery jejichž dielektrické

konstanty jsou 10 a 20. Uvedené hodnoty dielektrických konstant jsou ovšem pouze informativní, přesné stanovení vlivu kožního mazu na permitivitu a tím na kapacitu elektrody ovšem přesahuje rámec této práce.[30][36][37]

Z hlediska konstrukce je kapacitní elektroda tvořena nejčastěji malou deskou plošného spoje, přičemž jedna strana dvojvrstvé desky tvoří samotnou elektrodu (styčnou plochu pro dielektrikum) a na straně druhé je obvodová část elektrody. Obvodová část elektrody je založena na využití operačního zesilovače zapojeného jako napěťový sledovač. Dalším velice podstatnou částí zapojení je stínění elektrody, sloužící k potlačení rušivého signálu. Základní stavba kapacitní elektrody je uvedena na obrázku 12.



Obrázek 12: Schéma konstrukce kapacitní elektrody. [38]

Hlavní výhody kapacitních elektrod vyplývají z jejich konstrukčního řešení, které nevyžaduje přímý kontakt elektrody s měřeným objektem. V důsledku absence vodivého gelu mezi elektrodou a pokožkou nedochází ke změnám polarizačního napětí, jako je tomu u plovoucích elektrod. Dále pak díky bezkontaktnímu měření nedochází k podráždění pokožky.

Oproti tomu hlavními nevýhodami kapacitních elektrod je jejich vysoká citlivost na pohybové artefakty a také nutnost aplikace elektroniky přímo na povrch elektrody.

I přes zmiňované nevýhody kapacitních elektrod je tento způsob bezkontaktního měření elektrické aktivity srdce předmětem řady studií, které uvádějí možné využití kapacitních elektrod v prostředcích každodenního života. Velký potenciál využití mají kapacitní elektrody zejména v souvislosti s telemedicínu a health care. Kapacitní elektrody je možné zabudovat do kancelářské židle, invalidního vozíku, postele nebo také do volantu automobilu. Některé studie se dokonce věnují možnosti použití kapacitních elektrod při pořizování záznamu elektrické aktivity srdce na klinickém pracovišti. [41][42][43][44][45][46]

4. Holterovské monitorování

Holterův monitor je lékařský diagnostický přístroj sloužící k dlouhodobému záznamu biologických signálů. Mezi klinicky nejvíce využívané Holterovské monitory se řadí například EKG holter nebo holter krevního tlaku. S myšlenkou dlouhodobého měření přišel Norman Holter již v 60. letech minulého století. Od té doby prošel Holterův způsob měření významným vývojem. Moderní přístroje jsou díky rozvoji techniky schopny zaznamenávat data po dobu až sedmi dní. Dlouhotrvající záznamy je obtížné realizovat především z důvodu velkého datového objemu měřených dat, ale také z důvodu bateriového napájení zařízení. Alternativu ke kontinuálnímu záznamu dat může představovat takzvaný smyčkový nahrávač (look recorder), který biologické signály snímá v nekonečné smyčce, nicméně do paměti jsou uloženy jen části záznamu bezprostředně před vnikem symptomů, v průběhu symptomů a určitý časový interval i po odeznění symptomů. K uložení takového záznamu je ovšem nutná spolupráce pacienta, který stiskem tlačítka uloží inkriminovaný záznam.

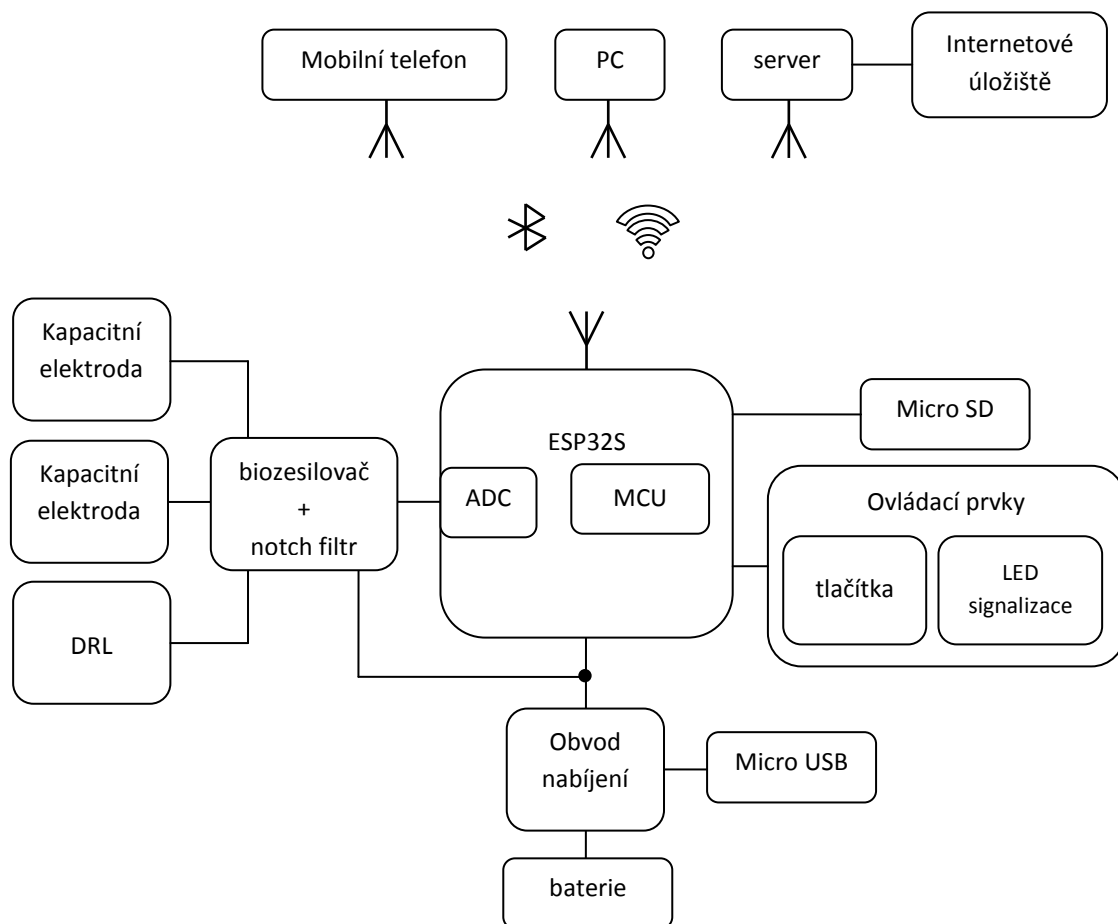
Velký důraz je také kladen na mechanické vlastnosti přístroje. Monitor by měl být ideálně co nejmenší a poměrně lehký, aby zbytečně nezatěžoval pacienta, případně mu nepřekážel v každodenních činnostech. Dalším bezesporu významným konstrukčním aspektem monitoru je jeho mechanická odolnost, která by měla být co největší.

Moderní přístroje mohou odesílat naměřená data prostřednictvím bezdrátových sítí (GSM, WiFi, LoRaWAN) přímo lékaři, čímž je eliminován problém s velikostí interní paměti pro ukládání dat. Odesílání naměřených dat lékaři přináší další výhodu v podobě vzdálené kontroly pacienta. Návrhem a realizací vzdálené kontroly pacienta se zabývá telemedicína.

[1][4][6][24]

5. Návrh řešení

Návrh řešení EKG holteru s kapacitními elektrodami je uveden na obrázku 13. Základní části navrženého zařízení jsou: Kapacitní elektrody, biozesilovač, obvod ESP32 a na něj navazující obvody, obvody zajišťující napájení a nabíjení a dále pak jsou v návrhu zakomponovány i další zařízení pro zpracování EKG záznamu jako například osobní počítač či mobilní telefon.



Obrázek 13: Návrh řešení EKG holteru s kapacitními elektrodami.

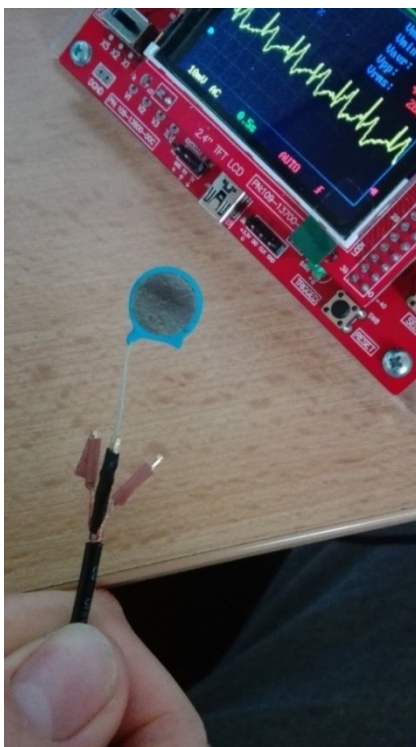
6. Realizace kapacitních elektrod

Návrhu a realizaci kapacitních elektrod se věnuje řada prací (viz citace níže), přičemž většina konceptů těchto kapacitních elektrod disponuje stejnými charakteristickými rysy, mezi které patří například umístění části elektrického obvodu přímo na povrchu elektrody, nebo požadavek napěťové reference. Dále pak také všechny uvedené studie popisují nutnost elektrického stínění kapacitní elektrody. Neopomenutelnou součástí měřicího řetězce při snímání elektrické aktivity srdce tvoří mimo kapacitní elektrody také biozesilovač přizpůsobený parametrům kapacitních elektrod. Následující podkapitoly uvádějí návrhy a konstrukce kapacitních elektrod a biozesilovačů k těmto elektrodám.

Studie popisující problematiku kapacitních elektrod: [3][18][19][20][21][22][31][32][33] [34][35]

6.1. První prototyp elektrod

Jako první prototyp kapacitních elektrod byly použity upravené, konvenčně prodávané, deskové kondenzátory o kapacitě 10 nF. Tento typ kapacitních elektrod tedy také slouží k potvrzení teoretických znalostí uvedených v kapitole 3 a demonstraci analogie mezi deskovým kondenzátorem a kapacitní elektrodou.



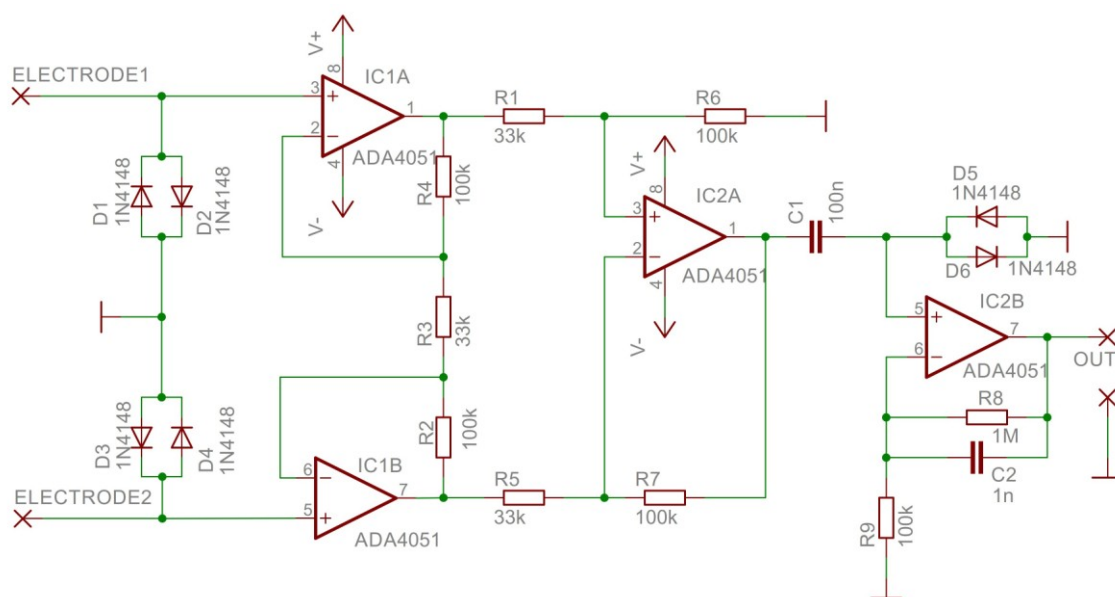
Obrázek 14: Zbroušený kondenzátor sloužící jako kapacitní elektroda.

Úprava deskových kondenzátorů spočívala v odstranění jedné elektrody kondenzátoru. Deskové kondenzátory byly zbroušeny tak, aby byla zachována pokud co největší možná vrstva dielektrika.

Při měření elektrické aktivity srdce prostřednictvím takto vytvořených kapacitních elektrod, byl zbroušený povrch kondenzátoru přiložen přímo na pokožku. Kapacitní vazba mezi elektrodou a pokožkou byla tedy realizována dielektrikem kondenzátoru. Motivací pro druhý prototyp elektrod tedy bylo nahrazení dielektrika kondenzátoru jiným druhem dielektrika, například látkou oděvu.

Jelikož konvenčně používané biozesilovače slouží k měření elektrické aktivity srdce s využitím kontaktních elektrod (určené k měření při stavu nízké impedance přechodu elektroda-pokožka), není možné pro měření elektrické aktivity srdce prostřednictvím kapacitních elektrod tyto biozesilovače. Pro měření biosignálů prostřednictvím kapacitních elektrod je tedy nutné použít biozesilovače navržené k těmto účelům. Biozesilovač pro tento typ kapacitních elektrod je uveden na obrázku 15.

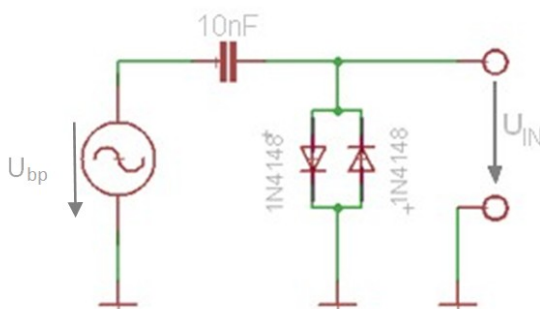
Návrh biozesilovače pro kapacitní elektrody je z velké části ovlivněn znalostí frekvenčního pásma snímaného signálu, tedy elektrokardiografického signálu (viz kapitola 2, obrázek 4). Z tohoto pohledu hraje při návrhu biozesilovače významnou roli kapacita elektrody a dále pak vstupní část biozesilovače.



Obrázek 15: Schéma zapojení biozesilovače pro první prototyp kapacitních elektrod.

Antiparalelně zapojené diody na vstupu biozesilovače slouží ke stanovení klidového proudu do země pro stabilizaci zesilovače a dále také díky svému diferenciálnímu odporu tvoří v kombinaci s kapacitní elektrodou RC článek, zapojený jako horní propust'. Je tedy nutné nastavit parametry RC článku tak, aby nebyly potlačeny sledované složky měřeného signálu. Zjednodušené schéma představující měření pomocí kapacitní elektrody a vstupní obvod biozesilovače je uvedeno

na obrázku 16. Zdroj střídavého napětí představuje měřený biologický signál, kondenzátor 10 nF reprezentuje vlastní kapacitní elektrodu a diody 1N4148 představují vstupní část biozesilovače.



Obrázek 16: Zjednodušené schéma představující měření pomocí kapacitní elektrody a vstupní obvod biozesilovače.

Postup při návrhu biozesilovače je následující: Nejprve je nutné vypočítat teplotní napětí dle vzorce 3. [40]

$$U_T = \frac{k \cdot T}{Q_e} = 25 \text{ mV} \quad (3)$$

Kde: U_T teplotní napětí [V]
 k Boltzmannova konstanta [$14 \text{ yJ} \cdot \text{K}^{-1}$]
 T teplota [K], uvažovaná teplota je 293,15 K tedy 20 °C
 Q_e náboj elektronu [0,16 aC resp. 0,16 aA·s]

Následně je třeba vypočítat hodnotu závěrného proudu diodou. K určení hodnoty závěrného proudu je ovšem nutná znalost hodnoty bariérového proudu, kterou lze vypočítat pomocí vzorce 4. [40]

$$I_W = \frac{\varepsilon_0^2}{h} \left(\frac{W}{8} \right)^3 \cdot S = 40 \text{ A} \quad (4)$$

Kde: I_W bariérový proud [A]
 ε_0 permitivita vakua [$9 \text{ pF} \cdot \text{m}^{-1}$]
 h Planckova konstanta [$0,66 \cdot 10^{-33} \text{ J} \cdot \text{s}$]
 W šířka zakázaného pásma (ionizační potenciál), pro Si $W=1,2 \text{ V}$ [40]
 S plocha PN přechodu diody [m^2], pro 1N4148 je uvažovaná plocha $S=0,1 \text{ mm}^2$

Následně je již možné určit hodnotu závěrného proudu diodou 1N4148 dle vzorce 5 [40].

$$I_0 = I_W \cdot e^{-\frac{W}{2 \cdot U_T}} \doteq 1 \text{ nA} \quad (5)$$

Kde: I_0 závěrný proud diody [A]

I_W bariérový proud diody [A]

U_T teplotní napětí [V]

W šířka zakázaného pásma (ionizační potenciál), pro Si $W=1,2 \text{ V}$ [40]

Ze znalosti hodnoty teplotního napětí a závěrného proudu lze vypočítat diferenciální odpor diody dle vzorce 6 [40].

$$r = \frac{U_T}{I_0} = \frac{25 \cdot 10^{-3}}{1 \cdot 10^{-9}} = 25 \text{ M}\Omega \quad (6)$$

Kde: r diferenciální odpor [Ω]

I_0 závěrný proud [A]

U_T teplotní napětí [V]

Součinem diferenciálního odporu diody a kapacitou elektrody je definována časová konstanta τ vytvořeného RC člunku (viz vzorec 7).

$$\tau = r \cdot C = 25 \cdot 10^6 \cdot 10 \cdot 10^{-9} = 0,25 \text{ s} \quad (7)$$

kde: τ časová konstanta RC člunku [s]

r diferenciální odpor [Ω]

C kapacita elektrody [F]

Následně je možné dle vzorce 8 vypočítat mezní kmitočet zapojení.

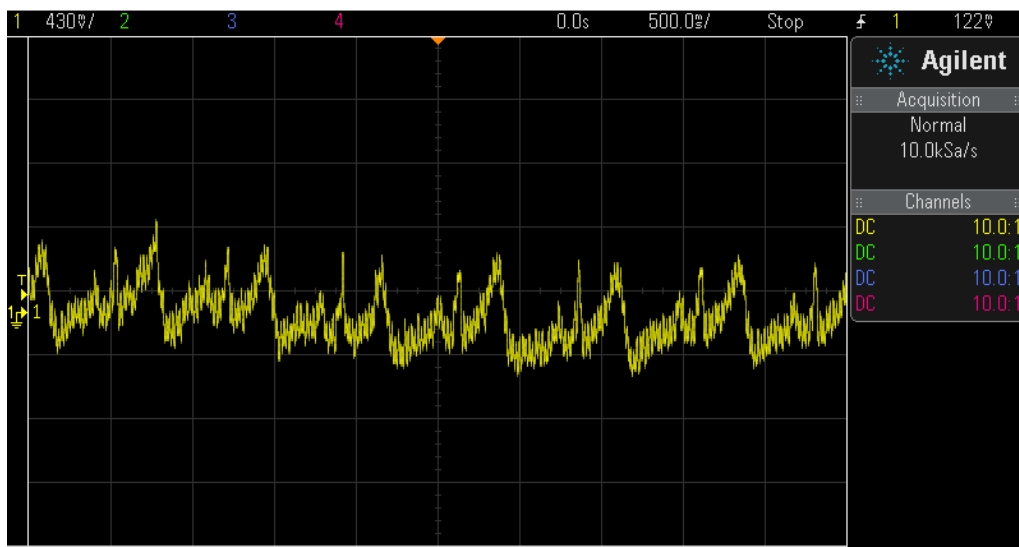
$$f_d = \frac{1}{2\pi\tau} = \frac{1}{2\pi \cdot 0,25} = 0,64 \text{ Hz} \quad (8)$$

kde: f_d mezní kmitočet [Hz]

τ časová konstanta RC člunku [s]

Vypočítaná hodnota mezního kmitočtu je s ohledem na frekvenční spektrum uvažovaného signálu vyhovující. Složky měřeného signálu s nižší frekvencí než je stanovený mezní kmitočet jsou potlačeny.

Funkčnost navrženého obvodu byla otestována kontrolním měřením, při kterém byl použit první prototyp kapacitních elektrod a navržený biozesilovač. Na obrázku 17 je uveden dílčí výsledek měření. Kompletní dokumentace biozesilovače pro první prototyp elektrod je uvedena v příloze I.

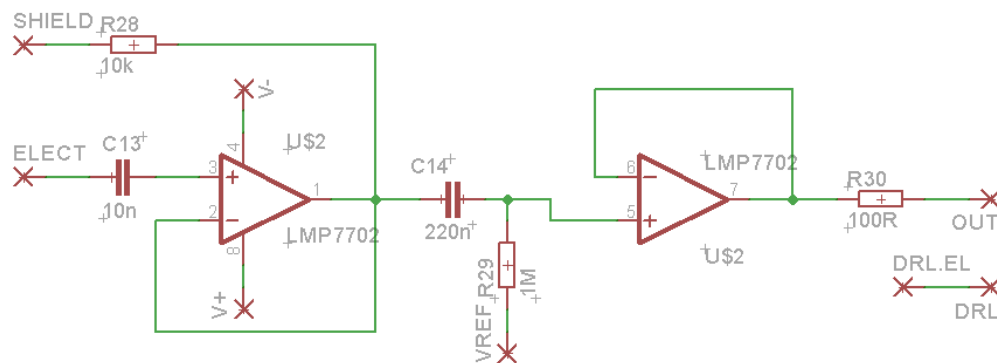


Obrázek 17: Dílčí výsledek měření pomocí prvního prototypu kapacitních elektrod.

6.2. Druhý prototyp elektrod

Návrh a konstrukce druhého prototypu je založena na poznatcích ze studie autorů Yu M. Chi a Patrickka Ng [28] a také studie Haibing Su et al.[34]. Hlavním cílem při návrhu druhého prototypu elektrod bylo nahrazení dielektrika kondenzátoru jiným druhem dielektrika, například látkou oděvu.

Schéma zapojení navržené elektrody je uvedeno na obrázku 18. Celý obvod je založen na využití precizního operačního zesilovače LMP7702 firmy Texas Instruments. Integrovaný obvod LMP7702 obsahuje dva operační zesilovače s vysokým činitelem potlačení soufázového signálu (CMRR: 100 dB).

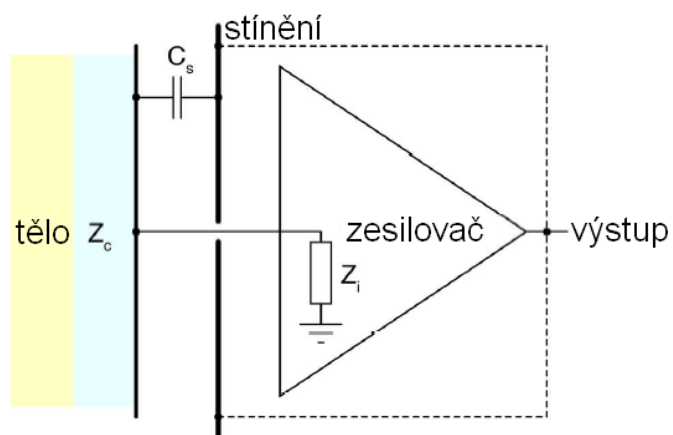


Obrázek 18: Schéma kapacitní elektrody.

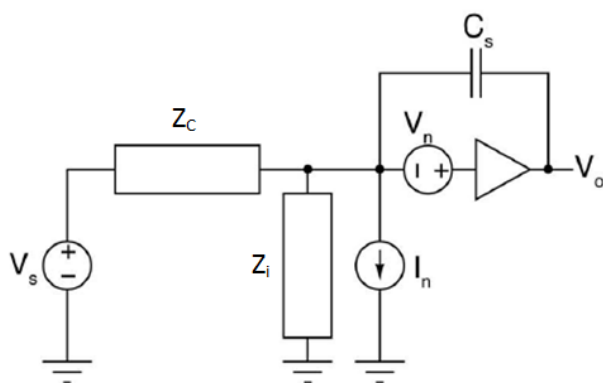
Z pohledu vstupního signálu první operační zesilovač je zapojen jako napěťový sledovač. Kondenzátor C_{13} a rezistor R_{28} slouží v tomto zapojení jako ochrany ustupů a dále k oddělení výstupu zesilovače a aktivního stínění elektrody (shield). Kondenzátor C_{14} a rezistor R_{29} tvoří filtr typu horní propust' o mezním knitočtu 0,7 Hz. Velmi důležitou částí celého obvodu je přivedení referenčního napětí na elektrodu. Užitečný signál se poté nachází v okolí referenčního napětí. Vhodné je použít stejnou napěťovou referenci v rámci celého obvodu (všech elektrod i biozesilovače). Vytvoření napěťové reference pomocí diskretního obvodu přímo na elektrodě a pro každou elektrodu zvlášť není vhodné z důvodu možných odchylek napětí, které nemusí být výrazné, nicméně v kontextu k snímanému signálu mohou být rozhodující. Druhý operační zesilovač je také zapojen jako napěťový sledovač jehož úkolem je impedanční přizpůsobení výstupu.

Jak již bylo uvedeno v kapitole 3.2 použití látky oděvu jako dielektrika je v náhradním zapojení obvodu (obrázek 11) reprezentováno paralelně řazeným rezistorem R_c a kondenzátorem C_c . Vazba mezi elektrodou a tělem má tedy konduktivní i kapacitní charakter. Tuto vazbu můžeme popsat výslednou admitancí $Y_c(j\omega) = g_c + j\omega C_c$, kde g_c reprezentuje konduktivitu zmiňované vazby a C_c reprezentuje kapacitu této vazby. V závislosti na druhu látky se mohou parametry této vazby lišit. Kondenzátorem C_s není reprezentována diskretní součástka, ale rozptylová kapacita mezi povrchem

elektrody a jejím stíněním. Impedance Z_i charakterizuje vnitřní strukturu operačního zesilovače sloužící mimo jiné ke stanovení klidového proudu pro stabilizaci zesilovače.



Obrázek 19: Schéma kontaktu elektrody s pokožkou. [29]



Obrázek 20: Obvodový model kapacitní elektrody. [29]

V závislosti na obvodovém modelu lze výstupní signál elektrody definovat jako [29]:

$$v_o = G(j\omega) \cdot (v_s + v_{i,n}) \quad (9)$$

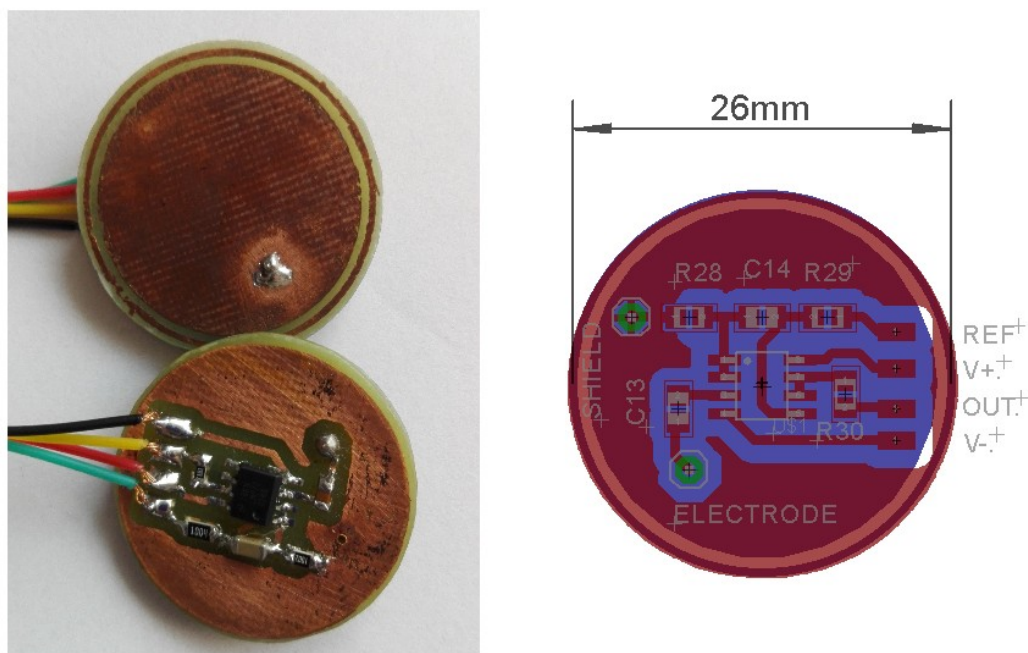
Kde: $v_o(j\omega)$ signál na výstupu zesilovače
 $G(j\omega)$ frekvenční přenos soustavy
 $v_s(j\omega)$ zdroj signálu (povrch pokožky)
 $v_{i,n}(j\omega)$ napěťový šum na vstupu zesilovače

Po vyjádření přenosu soustavy $G(j\omega)$ dostaneme vztah [29]:

$$G(j\omega) = A_v \frac{Y_c(j\omega)}{Y_c(j\omega) + Y_i(j\omega) + j\omega(1 - A_v)C_s} \quad (10)$$

Kde:	$G(j\omega)$	<i>frekvenční přenos soustavy</i>
	$Y_c(j\omega)$	$g_c + j\omega C_c$ admitance rozhraní elektroda-pokožka
	$Y_i(j\omega)$	$g_i + j\omega C_i$ vstupní admitance zesilovače
	C_s	kapacita aktivního stínění elektrody
	A_v	<i>Napětový zisk zesilovače</i>

Deska plošného spoje navržené kapacitní elektrody je uvedena na obrázku 21 a dále v příloze III.



Obrázek 21: Navržená kapacitní elektroda.

Pro měření elektrické aktivity srdce navrženými elektrodami je možné použít biozesilovač pro první typ kapacitních elektrod, ovšem z důvodu odlišných parametrů kapacitní vazby nově vytvořených elektrod je potřeba upravit vstupní část biozesilovače. Odůvodnění nemožnosti použití nově navržených elektrod s kapacitní vazbou 15 pF v kombinaci s původním (neupraveným) biozesilovačem je podloženo výpočtem uvedeným níže.

Výpočet mezní frekvence při použití druhého prototypu kapacitních elektrod a biozesilovače k prvnímu prototypu kapacitních elektrod:

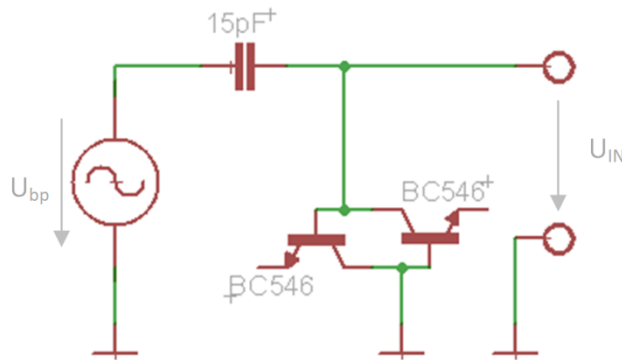
$$r = \frac{U_T}{I_0} = \frac{25 \cdot 10^{-3}}{1 \cdot 10^{-9}} = 25 \text{ M}\Omega \quad (6)$$

$$\tau = r \cdot C = 25 \cdot 10^6 \cdot 15 \cdot 10^{-12} = 375 \text{ }\mu\text{s} \quad (7)$$

$$f_d = \frac{1}{2\pi\tau} = \frac{1}{2\pi \cdot 375 \cdot 10^{-6}} = 424 \text{ Hz} \quad (8)$$

Vypočítaná mezní frekvence 424 Hz nekoreluje s požadavky pro snímání elektrické aktivity srdce, jelikož jak již bylo uvedeno v kapitole 2, sledované pásmo EKG signálu se nachází v rozsahu frekvencí 0,5 – 100 Hz. Z tohoto důvodu bylo nutné upravit vstupní část původního biozesilovače.

Úprava vstupní části biozesilovače spočívá ve změně hodnoty závěrného proudu vlivem použití jiného typu součástky. Jelikož běžně dostupné usměrňovací diody nedosahují požadovaného závěrného proudu v řádech jednotek pA, byly využity PN přechody tranzistorů BC546. PN přechody tranzistorů BC546 mezi bází a kolektorem dosahují závěrného proudu právě v řádech jednotek pA.



Obrázek 22: Úprava vstupní části biozesilovače.

Následně byla vypočítána mezní frekvence zapojení.

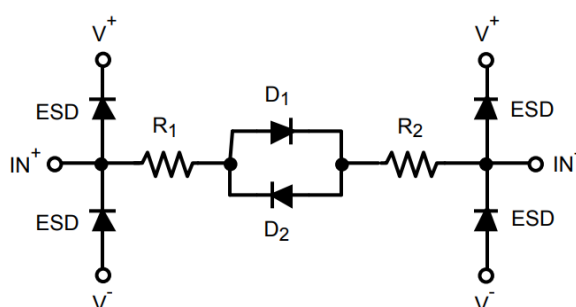
$$r = \frac{U_T}{I_0} = \frac{25 \cdot 10^{-3}}{1 \cdot 10^{-12}} = 25 \text{ G}\Omega \quad (6)$$

$$\tau = r \cdot C = 25 \cdot 10^9 \cdot 15 \cdot 10^{-12} = 375 \text{ ms} \quad (7)$$

$$f_d = \frac{1}{2\pi\tau} = \frac{1}{2\pi \cdot 375 \cdot 10^{-3}} = 0.42 \text{ Hz} \quad (8)$$

Vypočítaná mezní frekvence 0,42 Hz koreluje s požadavky pro měření elektrické aktivity srdce.

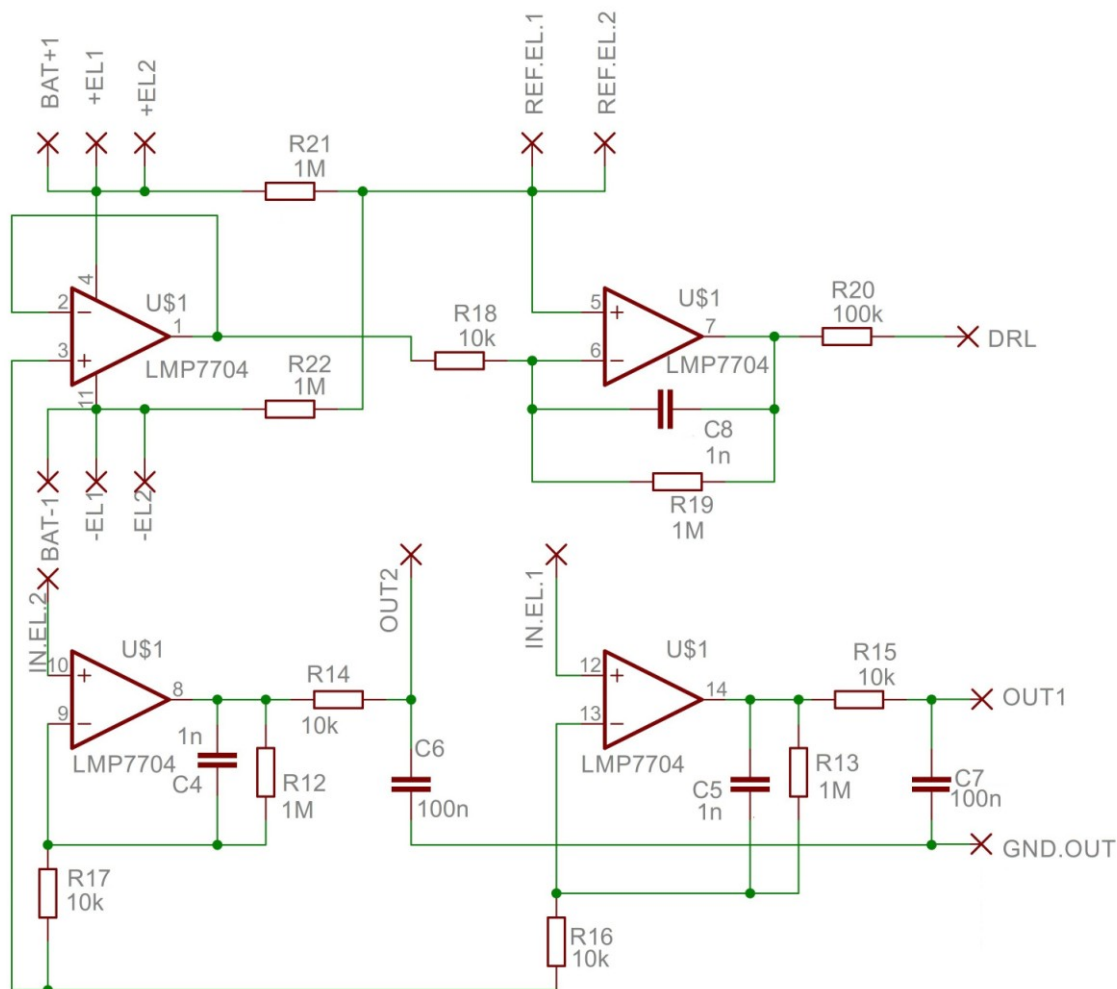
Efektivnější alternativou použití dvou tranzistorů pro stanovení klidového proudu zesilovače je použití obvodu LMP7704 od firmy Texas Instruments. Dle vnitřní struktury obvodu, uvedené v technické dokumentaci, jsou vstupy operačního zesilovače vybaveny ochrannými diodami, které mimo napěťové ochrany vstupů slouží ke stanovení klidového proudu zesilovače. Vstupní klidový proud LMP7704 je 1 pA. Technická dokumentace dále uvádí mezní hodnotu napětí mezi signálovými vstupy zesilovače ± 300 mV a mezní diferenciální proud ± 10 mA. Způsob zapojení diod na vstupech zesilovače je uveden na obrázku 23. [3][27][28][29]



Obrázek 23: Vstupy LMP7704. [39]

Schéma zapojení biozesilovače s využitím obvodu LMP7704 je uvedeno na obrázku 24 na následující straně.

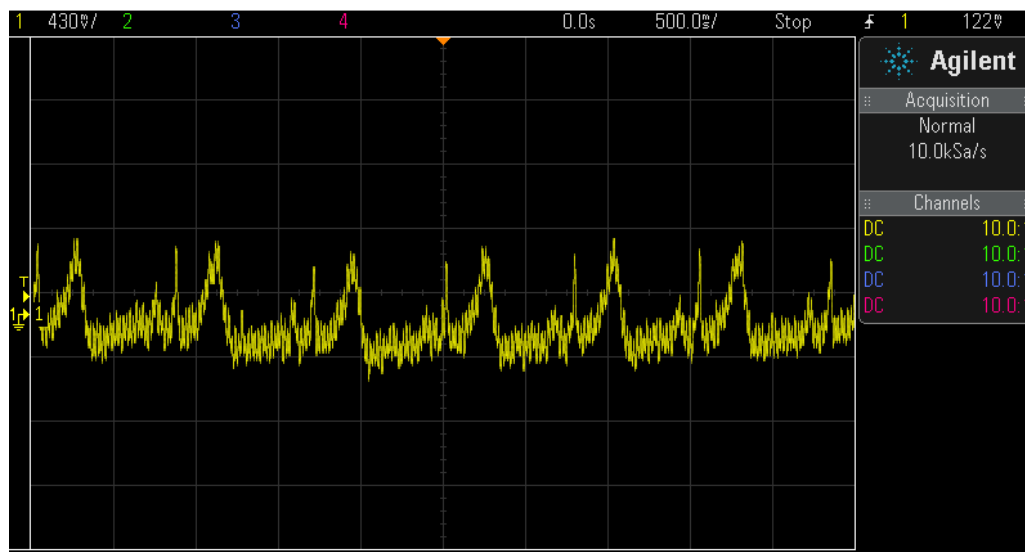
Celý elektrický obvod včetně elektrod využívá společná zdroj napětí a dále je v celém obvodu uvažována jednotná napěťová reference vytvořena pomocí rezistorů R_{21} a R_{22} . Význam jednotné napěťové reference v rámci celého zapojení je uveden výše.



Obrázek 24: Schéma zapojení biozesilovače s využitím obvodu LMP7704.

Při zkušebním měření byly kapacitní elektrody připevněny k povrchu bavlněné košile. Látka oděvu tedy sloužila jako dielektrikum kapacitní elektrody. Jako elektroda DRL (Driven Right Leg) byla použita plošná elektroda umístěna přímo na kůži.

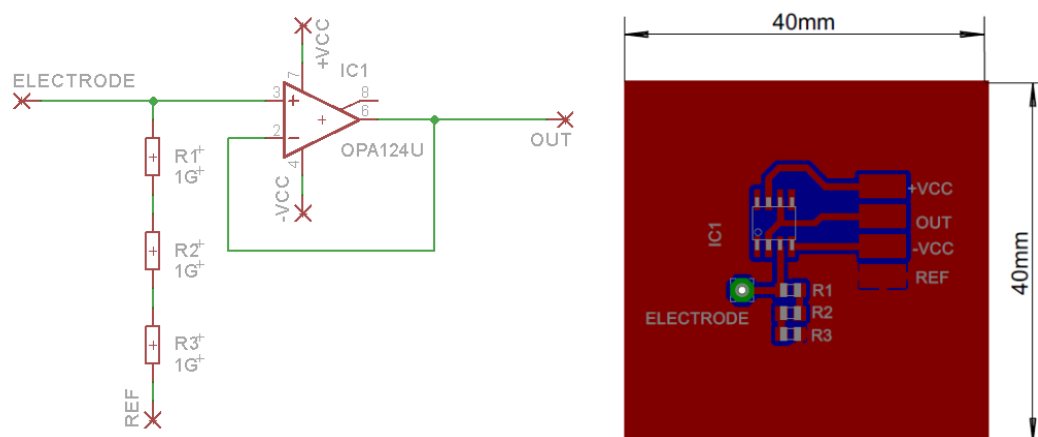
Na obrázku 25 je uveden dílčí výsledek měření při použití druhého prototypu kapacitních elektrod.



Obrázek 25: Dílčí výsledek měření pomocí druhého prototypu kapacitních elektrod.

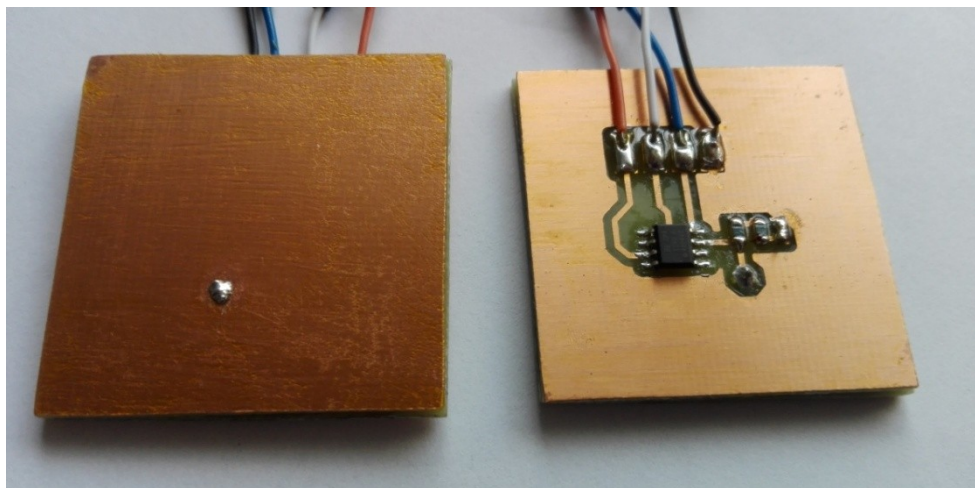
6.3. Třetí prototypy elektrod

Návrh třetího prototypu kapacitních elektrod je založen na poznatcích uvedených v článku B. Babušiaka [20]. Elektrický obvod využívá pouze jednoho operačního zesilovače zapojeného jako sledovač napětí. Operační zesilovač tedy slouží k impedančnímu přizpůsobení výstupu elektrody vstupu biozesilovače . [20][21][22]



Obrázek 26: Obvodové schéma a deska plošného spoje kapacitní elektrody.

Na vstup napětového sledovače je přivedeno mimo měřený biologický signál i referenční napětí. Referenční napětí zajišťuje průběh vstupních biopotenciálů v pracovním pásmu zesilovače. Součet sériově řazených rezistorů je volen tak, aby výsledný RC člunek (kapacita elektrody a výsledná rezistivita sériového zapojení R_1, R_2, R_3) dosahoval potřebných parametrů pro měření elektrické aktivity srdce. Mezní kmitočet RC člunku lze stanovit opět dle vzorce 8.



Obrázek 27: Fotografie třetího prototypu kapacitních elektrod.

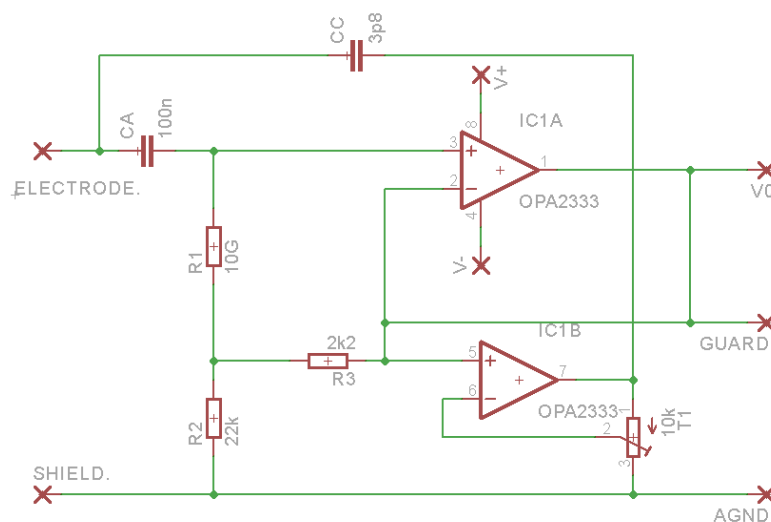


Obrázek 28: Dílčí výsledek měření pomocí třetího prototypu kapacitních elektrod.

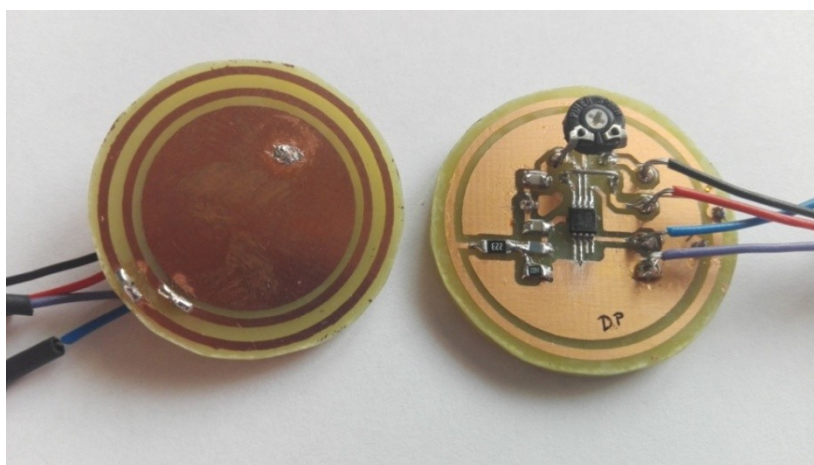
Biozesilovač pro tento prototyp kapacitních elektrod byl použit stejný, jako v případě druhého prototypu kapacitních elektrod (viz obrázek 24). Výsledky měření pomocí třetího prototypu kapacitních elektrod jsou srovnatelné s výsledky měření druhým prototypem elektrod, ovšem využití integrovaného obvodu OPA124U přináší značné nevýhody. Jelikož vstupy operačního zesilovače nejsou vybaveny ESD (Electrostatic Discharge) ochrannou, může v důsledku toho snáze dojít k poškození obvodu při manipulaci s elektrodami

6.4. Čtvrtý prototyp elektrod

Návrh a konstrukce čtvrtého prototypu kapacitních elektrod jsou založeny na poznatcích uvedených v článku [18]. Hlavním účelem navržení a testování již čtvrtého prototypu elektrod byla snaha nahradit precizní a bohužel také finančně náročné operační zesilovače jiným typem levnějších a běžně používaných operačních zesilovačů. Měření elektrické aktivity srdce prostřednictvím tohoto typu elektrod je do značné míry limitované a z pořízeného záznamu lze detekovat pouze nevýrazné R kmity. Zapojení je velice citlivé na způsob uchycení elektrod k bavlněné košili (látka slouží jako dielektrikum). V průběhu měření docházelo vlivem pohybových artefaktů k saturaci operačních zesilovačů elektrod, čímž bylo znemožněno další měření. Měřením prostřednictvím těchto elektrod byly získány výrazně horší výsledky, oproti předchozím prototypům elektrod.



Obrázek 29: Schéma čtvrtého prototypu kapacitní elektrody.



Obrázek 30: Fotografie čtvrtého prototypu kapacitní elektrody.

7. Realizace řídicí a záznamové části zařízení

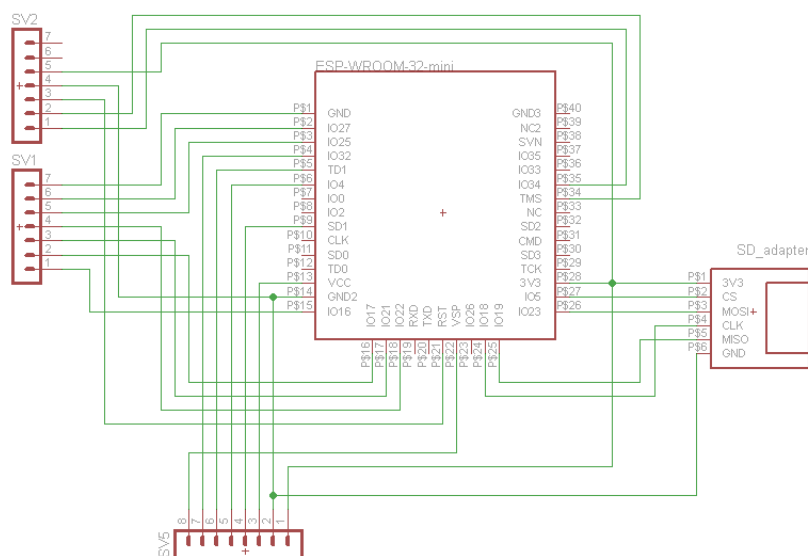
Realizace řídicí a záznamové části zařízení je založena na využití obvodu ESP32 na který navazují další části obvodu sloužící k napájení celého zařízení, ukládání pořízených dat, nebo slouží jako uživatelské rozhraní pro volbu způsobu uložení záznamu.

7.1. Základní deska (propojující deska)

Základní deska slouží k vodivému ale i mechanickému spojení modulu ESP32, modulu pro připojení paměťové karty a desky uživatelského rozhraní. Dále na základní desku navazuje biozesilovač a modul nabíjení, které jsou k desce připojeny prostřednictvím vodičů.

Schéma zapojení základní desky je uvedeno na obrázku 31. Konektory SV1 a SV2 slouží k vodivému ale i mechanickému spojení základní desky s deskou uživatelského rozhraní. Dále pak je základní deska vybavena vývody pro připojení adaptérů paměťové karty. Piny 2 a 3 konektoru SV5 slouží k připojení vodičů obvodu nabíjení a tím k přivedení napájecího napětí na základní desku a k ní navazujícím částem. Piny 4, 5, 6, 7 a 8 konektoru SV5 slouží k připojení měřeného analogového signálu, jelikož tyto piny navazují na AD převodníky modulu ESP32. K digitalizaci výstupního signálu biozesilovače je v rámci celé této práce použit AD převodník navazující na pin 8 konektoru SV5. AD převodníky dostupné přes piny 4, 5, 6 a 7 konektoru SV5 jsou v rámci této práce nevyužity a slouží k možným budoucím úpravám zařízení.

Podrobný popis desky uživatelského rozhraní, adaptéru pro připojení paměťové karty a obvodu nabíjení je uvedený v následujících kapitolách.



Obrázek 31: Schéma základní desky.

ESP32

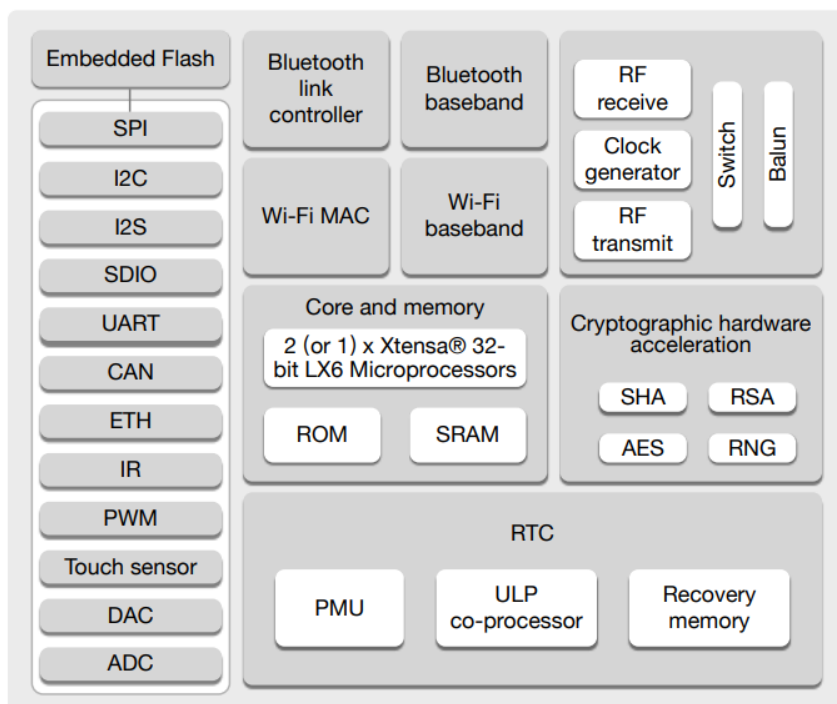
V září roku 2016 firma Espressif Systems uvedla na trh novou sérii čipů s názvem ESP32. Oproti svému předchůdci ESP8266 má ESP32 řadu výhod, mezi které především patří dvoujádrový mikrokontrolér, výrazně větší paměť SRAM, více vstupně výstupních pinů, možnost komunikace prostřednictvím CAN sběrnice a v neposlední řadě také podpora komunikačního rozhraní Bluetooth. Blokové schéma obvodu ESP32 je uvedeno na obrázku 32.

Základní specifikace ESP32:

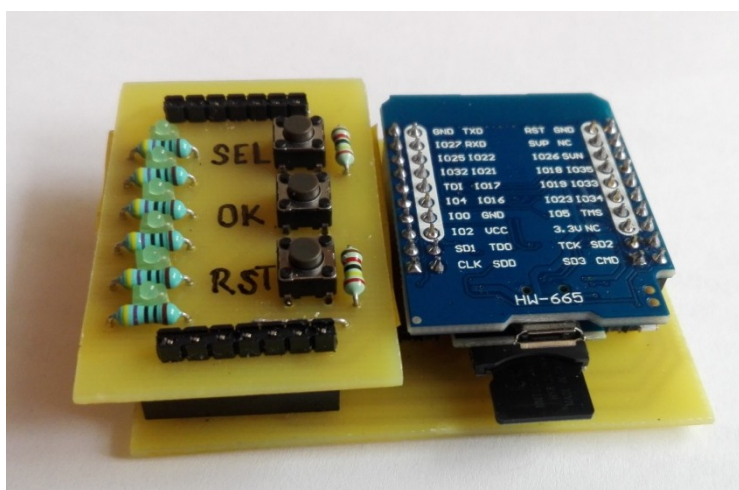
- Dvoujádrový mikrokontrolér Xtensa® 32-bit XL6 s nastavitelnou taktovací frekvencí od 80 MHz do 240 MHz.
- Integrovaný 802.11BGN HT40 WiFi modul.
- Komunikace prostřednictvím Bluetooth 4.2 (BLE) a nižších verzí (2.1, 3.0).
- Integrovaná 512 kB SRAM.
- 16 MB flash paměť.
- 36 GPIO.
- Podpora SPI, I2C, I2S, UART a CAN rozhraní.
- Dvanáctibitové analogově digitální převodníky.
- Obvody řady esp32 disponují v závislosti na zvoleném provedení čipu integrovanou PCB anténou, nebo IPEX konektorem pro připojení externí antény.
- Integrovaný Hallův senzor.
- Integrovaný teplotní senzor.
- Rozsah pracovního napětí ESP32 je od 2.3 V do 3.6 V.

ESP32 dokáže pracovat v pěti definovaných úsporných režimech, které snižují nároky na napájecí zdroje, z čehož plyne možnost bateriového napájení a s tím spojené využití čipu pro aplikace IoT. Volbou typu úsporného režimu tedy sice můžeme snížit klidový proud až na 5 μ A, nicméně v tomto režimu pracuje pouze obvod reálného času. Při úsporném režimu, během kterého jsou využívány obě jádra mikrokontroléru při frekvenci 160 MHz a při kterém je odpojen WiFi modul je proudový odběr 27 mA až 44 mA. Při komunikaci prostřednictvím BLE může proudový odběr ESP32 dosahovat 95 mA až 130 mA, nicméně i tyto hodnoty jsou velmi příznivé pro aplikace využívající bateriové napájení.

Běžně dostupné moduly s ESP32 obsahují kromě samotného čipu i stabilizátor napětí pro úpravu vstupního napětí na 3.3 V, taktilní spínače sloužící k restartování čipu či povolení zavádění nového programu do čipu. Dále pak tyto moduly obsahují i obvod CP2012 sloužící především pro komunikaci s ESP32 prostřednictvím UART rozhraní. [12][13]



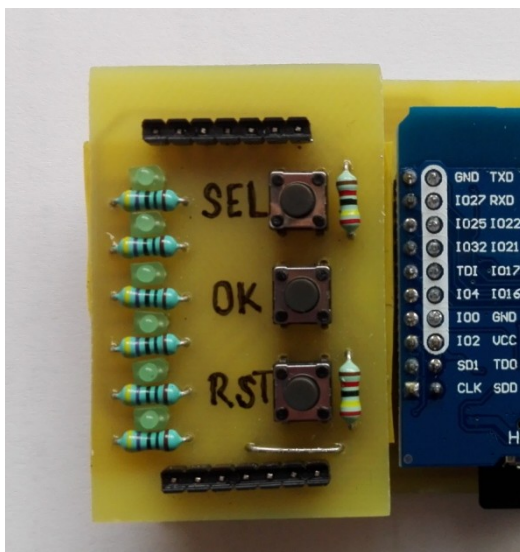
Obrázek 32: Funkční blokové schéma obvodu ESP32. [12]



Obrázek 33: Fotografie základní desky propojující modul ESP32 a desku uživatelského rozhraní.

7.2. Deska uživatelského rozhraní

Deska uživatelského rozhraní slouží k volbě způsobu uložení pořízeného záznamu. Na výběr jsou dostupné čtyři možnosti zpracování záznamu a to: uložení záznamu na paměťovou kartu, uložení záznamu na paměťovou kartu s využitím NTP, odeslání záznamu prostřednictvím technologie Bluetooth, uložení záznamu do internetového úložiště. Detailní popisy těchto způsobů zpracování pořízeného záznamu jsou uvedeny v kapitole 8. Schéma zapojení a návrh desky plošného spoje uživatelského rozhraní jsou uvedeny v příloze II.



Obrázek 34: Fotografie desky uživatelského rozhraní.

Pro volbu, spuštění a ukončení zvoleného způsobu ukládání dat slouží tři tlačítka uživatelského rozhraní. Tlačítko SEL „selection“ souží ke změně zvoleného způsobu uložení. Opakovaným stiskem tohoto tlačítka dochází k přepínání mezi výše uvedenými způsoby ukládání. Při dlouhém podržení tlačítka dochází k postupnému přepínání mezi způsoby ukládání. Tlačítko OK slouží k potvrzení a následnému spuštění zvoleného způsobu ukládání dat. Po zmáčknutí tlačítka OK třikrát krátce zabliká světelná dioda signalizující příslušný způsob ukládání. V průběhu ukládání dat zvoleným způsobem již není možné používat tlačítko SEL a OK ke změně způsobu ukládání. Během ukládání záznamu je aktivní pouze tlačítko RST. Tlačítko RST „reset“ slouží k restartování smyčky programu, čímž dojde k přerušení ukládání pomocí zvoleného způsobu a obnovení výchozí smyčky programu. Následně je možné opět pomocí tlačítka SEL a OK zvolit požadovaný způsob uložení záznamu.

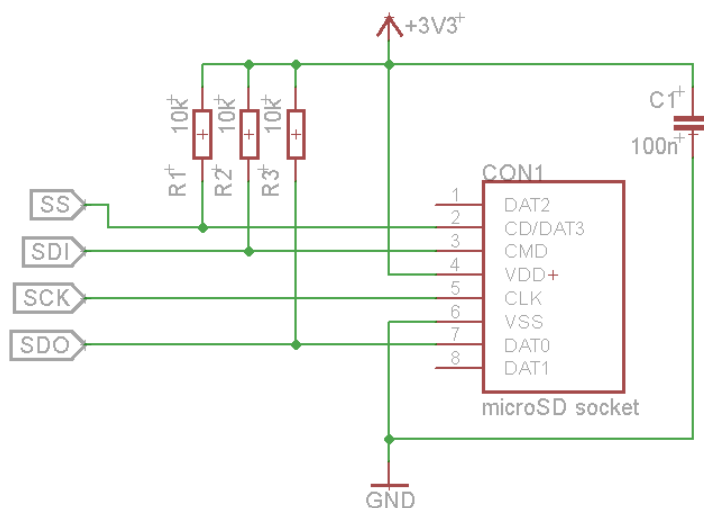
Světelné diody slouží pro signalizaci zvoleného způsobu ukládání dat. Při spuštění zařízení se rozsvítí světelná dioda LED1 signalizující uložení dat na paměťovou kartu. Světelná dioda LED1 se nachází na desce uživatelského rozhraní na úrovni tlačítka SEL. Diody jsou na desce uživatelského rozhraní seřazeny dle jejich označení LED1 až LED6. První čtyři diody slouží k signalizaci příslušného způsobu uložení, diody LED5 a LED6 jsou na desce zakomponovány z důvodu dalších

možných úprav zařízení spočívajících například v rozšíření možností ukládání dat. Jak již bylo uvedeno, světelná dioda LED1 signalizuje uložení dat na paměťovou kartu. Světelná dioda LED2 signalizuje taktéž uložení dat na paměťovou kartu, ovšem navíc s využitím NTP. Následující světelná dioda LED3 signalizuje možnost odesílání dat prostřednictvím technologie Bluetooth. Světelná dioda LED4 signalizuje podprogram sloužící k realizaci uložení pořízeného záznamu do internetového úložiště.

Po zvolení příslušného programu tlačítkem OK daná dioda třikrát krátce zabliká a dále svítí, čímž je signalizován chod podprogramu ukládání.

7.3. Adaptér pro připojení paměťové karty

Paměťová karta sloužící k ukládání pořízeného záznamu elektrické aktivity srdce je k zařízení připojená prostřednictvím adaptéru microSD karty. Součástí adaptéru je patice pro uchycení paměťové karty, sít pull-up rezistorů a filtrační kondenzátor. Schéma zapojení adaptéru pro připojení paměťové karty je uvedeno na obrázku 35. Zapojení využívá standardního rozložení pinů na microSD kartě. K přenosu dat mezi ESP32 a paměťovou kartou je využita sériová sběrnice SPI. Jako zařízení typu Master je určen obvod ESP32, adaptér pro připojení paměťové karty je zařízení typu Slave. Pull-up rezistory slouží k udržení napěťové úrovně na příslušných vodičích. Změnu logické úrovně následně zajišťuje ESP32.



Obrázek 35: Schéma zapojení adaptéru pro paměťovou kartu.

Tabulka 2 zobrazuje propojení pinů adaptéru paměťové karty a ESP32.

Tabulka 2: Vzájemné propojení pinů adaptéru paměťové karty a ESP32.

MicroSD adaptér	ESP32
3V3	3V3
SS	GPIO 5
SDI	GPIO 23
SCK	GPIO 18
SDO	GPIO 19
GND	GND

7.4. Obvod nabíjení

Jako obvod nabíjení slouží modul TP4056 jehož schéma zapojení je uvedeno v příloze IV. Uvedený modul slouží k nabíjení Lithium-iontového akumulátoru prostřednictvím regulátoru nabíjení TP4056. Modul dále obsahuje obvod DW01A, který v zapojení plní ochranné funkce. Mezi ochranné funkce obvodu patří například: ochrana proti vybití akumulátoru pod stanovenou mez, ochrana proti přepětí nebo také zkratová a nadproudová ochrana. Rozsah vstupního napětí přivedeného prostřednictvím konektoru microUSB na vstup modulu je 4,5 – 6 V. Zařízení je tedy možné nabíjet například připojením k USB rozhraní osobního počítače, nebo využitím nabíjecího adaptéru mobilního telefonu. Nabíjecí proud je stanoven hodnotou rezistoru R_3 na 1 A. Změnou hodnoty tohoto rezistoru je možné měnit hodnotu nabíjecího proudu.

Ochrana proti vybití akumulátoru pod stanovenou mez spočívá v odpojení akumulátoru od zařízení v případě, že napětí na akumulátoru poklesne pod 2,4 V. Akumulátor následně zůstane odpojený od zařízení až do okamžiku opětovného vzrůstu napětí akumulátoru nad hranici 3 V (způsobeného vlivem nabití akumulátoru). Ochrana akumulátoru proti přepětí spočívá v jeho nabíjení maximálně do úrovně napětí 4,2 V. Pojem zkratová a nadproudová ochrana se v případě tohoto modulu rozumí odpojení akumulátoru od napájeného zařízení při překročení vybíjecího proudu 3 A. Při překročení této hranice dojde k odpojení akumulátoru od zařízení v časovém intervalu 8 – 24 ms. V případě detekovaného zkratu dojde k odpojení v časovém intervalu 350 μ s – 1,1 ms.

Mimo funkce nabíjení a ochrany Lithium-iontového akumulátoru disponuje použitý modul dále také světelnou signalizací stavu nabíjení. K tomuto účelu jsou využity dvě světelné diody. Červená světelná dioda signalizuje nabíjení akumulátoru. Modrá světelná dioda následně indikuje ukončení průběhu nabíjení v důsledku zcela nabitého akumulátoru.

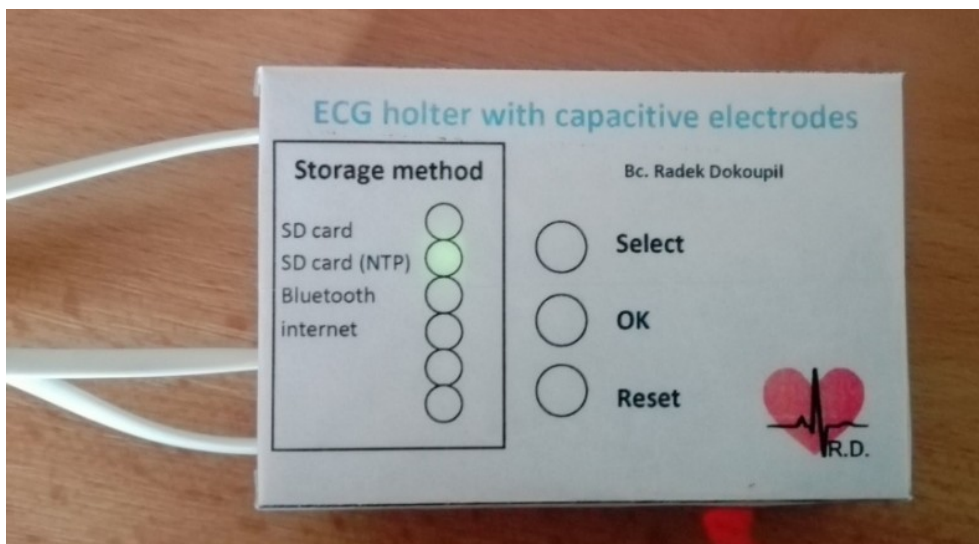
[47][48]

7.5. Kompletace výrobku

Dalším krokem ve vývoji holteru EKG s kapacitními elektrodami bylo vytvoření finální podoby celého zařízení. Biozesilovač, řídicí a záznamová část a také část napájení jsou umístěny ve stejné krabičce. Na plastovou krabičku plnicí nosnou a do jisté míry i ochrannou funkci navazují přívodní vodiče kapacitních elektrod a přívodní vodič plošné elektrody.

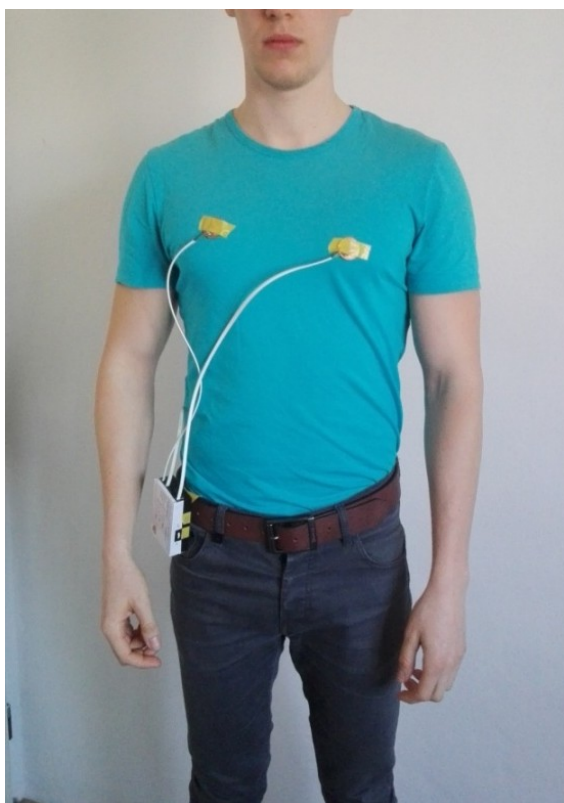
Pro aplikaci ve finálním výrobku byl zvolen druhý prototyp kapacitních elektrod. Tento typ kapacitních elektrod byl zvolen jako nejvhodnější ze všech testovaných prototypů z důvodu kvality pořízeného záznamu, rozměrů elektrod a dále pak také z důvodu zabudované ochrany ESD použitého integrovaného obvodu. Kompletní schéma zapojení druhého prototypu kapacitní elektrody a biozesilovače je uvedeno v příloze III.

Rozměry nosné krabičky zařízení jsou 92 mm × 62 mm × 32 mm. Na čelní straně nosné krabičky jsou dostupné komponenty uživatelského rozhraní. Z důvodu přehlednosti byla čelní strana krabičky přelepena papírovým štítkem, na němž je uveden význam jednotlivých tlačítek a světelných diod. Tlačítka i světelné diody jsou schovány pod tímto štítkem. Na boční straně nosné krabičky je otvor pro vložení paměťové karty a otvor pro připojení nabíjecího kabelu. Pro nabíjení akumulátoru zařízení je nutné použít napájecí kabel s micro USB konektorem. Zařízení je vybaveno akumulátorem s kapacitou 1800 mAh. Vodivé spojení kapacitních elektrod a biozesilovače (umístěným v nosné krabičce) je realizováno pomocí dvou čtyřžilových kabelů o délce 350 mm. Plošná kovová elektroda je k zařízení připojena kratším kabelem o délce 150 mm.



Obrázek 36: Detailní fotografie zařízení.

Při testovacím měření byla nosná krabička se zařízením uchycena k opasku, plošná elektroda byla přiložena na povrch pokožky v úrovni uchycené krabičky a kapacitní elektrody byly přichyceny k oděvu pomocí elektroinstalační samolepící pásky (viz obrázek 37). Další možné způsoby uchycení kapacitních elektrod jsou například pomocí zastrčení elektrod pod kompresní pás umístěný na hrudi nebo zakomponováním elektrod přímo do oděvu. Tyto způsoby uchycení kapacitních elektrod ovšem nebyly realizovány, jelikož navržený prototyp zařízení sloužil pouze pro účely testování a ověření funkčnosti celého zařízení. Další rozvoj zařízení jako celku spočíval v jeho minimalizaci a tovární výrobě desek plošných spojů (viz kapitola 9).



Obrázek 37: Měření elektrické aktivity srdce přes látku oděvu.

8. Práce s EKG daty

Tato kapitola popisuje způsob zpracování a uložení dat v závislosti na zvoleném podprogramu zařízení. Všechny dostupné způsoby uložení dat byly uvedeny v kapitole 7.2 (uživatelské rozhraní).

8.1. Uložení záznamu na SD kartu

Podprogram uložení záznamu elektrické aktivity srdce na SD kartu slouží k základnímu uložení záznamu bez dalších atributů. Při tomto režimu zařízení nevyžaduje připojení k bezdrátové síti, potřebné k určení přesného času záznamu nebo pro odeslání měřených dat. Nezávislost zařízení na využití bezdrátových sítí definuje hlavní výhody ale také nevýhody tohoto režimu. Mezi hlavní výhody zmiňovaného režimu patří výrazně nižší spotřeba elektrické energie zařízením. Nevýhodou tohoto režimu je naopak absence časové informace sloužící k určení přesného času pořízení záznamu.

Pořízená data jsou ukládána na paměťovou kartu do souboru „data.txt“. Jestliže soubor na paměťové kartě doposud nebyl vytvořen, zařízení vytvoří nový soubor pojmenovaný právě „data.txt“. V případě již existujícího souboru, zařízení tento soubor otevře a uloží záznam za již existující data. Součástí souboru je mimo uložený záznam elektrické aktivity srdce také hlavičkový záznam uložený na prvním řádku. Hlavičkový záznam jasně definuje strukturu dat, respektive definuje pořadí dat a jejich význam. Formát a význam uložených dat taktéž stanovuje tabulka 3.

Tabulka 3: Formát a význam uložených dat.

ID záznamu	Začátek zprávy	Vlastní záznam	Konec zprávy
1-N	001	2000 vzorků signálu	002

Příklad záznamu:

1;001;3651;3539;3355;3952;4001;4039 ...;002

2;001;4032;3765;3675;3319;3410;3710 ...;002

Každý nově uložený řádek v souboru „data.txt“ obsahuje identifikační číslo daného řádku sloužící ke snadnější orientaci v pořízeném záznamu, označení začátku pořízeného záznamu pomocí kombinace číslic „001“, následuje 2000 vzorků sledovaného signálu a na poslední pozici v rámci jednoho řádku je uložena kombinace číslic „002“ stanovující konec pořízeného záznamu. Data jsou ukládána ve stejném formátu, v jakém byla získána z AD převodníku. Každý jednotlivý vorek získaný AD převodníkem není přepočítáván na úroveň napětí, jelikož by převod jednotlivých vzorků vyžadoval procesorový čas, který je ovšem potřebný k vzorkování signálu. V případě přepočítávání jednotlivých vzorků by tedy docházelo mimo chyb vzniklých zaokrouhlováním k nadbytečnému prodlužování všech cyklů vzorkovací smyčky programu. Dalším důvodem ukládání dat ve stejném

formátu jako byla data získána z AD převodníku, je úspora paměťového místa. Výstupní data AD převodníku jsou celé čísla v rozsahu 0-4095. Lze je tedy uložit a následně s nimi také pracovat jako s datovým typem integers. Každý jednotlivý vzorek signálu uložený ve formátu datového typu integers zabírá 2 byte paměťového prostoru. Ovšem při převedení hodnot AD převodníku na napěťové úrovně by bylo nutné k uložení jednoho vzorku použít datový typ float (např. 1.26 V) jehož jeden vzorek zabírá 4 byte paměťového prostoru. Došlo by tedy ke zdvojnásobení datové náročnosti záznamu a v důsledku toho ke snížení možné doby ukládání záznamu na paměťovou kartu na polovinu. Veškeré výstupní hodnoty AD převodníku byly z výše uvedených důvodů v rámci této práce převedeny na úroveň napětí až při vizualizaci uložených dat.

Přepoččet výstupních hodnot AD převodníku na napěťové úrovně je stanoven následujícími atributy. ESP32 disponuje dvanáctibitovým AD převodníkem. Výstupní signál AD převodníku tedy může nabývat 2^{12} respektive 4096 hodnot ekvivalentních napěťovým úrovním 0 V až 3,3 V. Na základě uvedených znalostí je dle vzorce 11 možné přepočítat hodnoty AD převodníku na úroveň napětí.

$$U_{m\check{e}ř} = \frac{U_{ref} \cdot n_{ADC}}{n_{max}} \quad (11)$$

Kde: $U_{m\check{e}ř}$ hodnota AD převodníku převedená na úroveň napětí [V]

U_{ref} referenční napětí [V]

n_{ADC} hodnota AD převodníku

n_{max} počet hladin AD převodníku

Mezi hlavní parametry při vzorkování analogového signálu obecně patří vzorkovací frekvence. Naprosto přesné určení vzorkovací frekvence je problematické z důvodu nutnosti zahrnutí časů trvání všech strojových instrukcí vzorkovací smyčky. Vzorkování signálu pomocí AD převodníku obvodu ESP32 je podmíněno přítomností periodicky se opakující smyčky. Tato smyčka zahrnuje ukládání jednotlivých vzorků, načítání hodnot analogového vstupu do proměnných apod. Přesný čas mezi odběrem dvou vzorků sledovaného signálu lze tedy určit dle vzorce 12 jako:

$$t_{celk} = t_{delay} + t_{stroj. instrukcí} \quad (12)$$

kde: t_{celk} Přesný čas mezi odběrem dvou vzorků sledovaného signálu [ms]
 t_{delay} nastavené časové zpoždění smyčky [ms]
 $t_{stroj. instrukcí}$ součet časů trvání jednotlivých strojových instrukcí [ms]

Jelikož ovšem s ohledem na taktovací frekvenci procesoru a požadovanou vzorkovací frekvenci signálu tvoří majoritní část vzorkovací smyčky programu funkce „delay()“, lze za časový odstup odběru dvou vzorků považovat právě čas trvání této funkce.

Volbu vhodné vzorkovací frekvence bylo nutné provést s ohledem na požadovanou kvalitu záznamu ale také s ohledem na efektivní využití paměťového prostoru. Příliš vysoká vzorkovací frekvence sice poskytuje kvalitní záznam s větší rozlišovací schopností v rámci časové osy, nicméně uložení takto pořízeného záznamu vyžaduje také více paměťového prostoru. Naopak při odběru vzorků signálu nižší frekvencí je paměťová náročnost záznamu nižší, nicméně pořízený záznam disponuje horší výpovědní hodnotou v rámci časové osy. Z výše uvedených důvodů byla jako optimální vzorkovací frekvence vzhledem k charakteru snímaného signálu zvolena frekvence vzorkování 333 vzorků za sekundu. V rámci dalšího vývoje zařízení je možné vzorkovací frekvenci zvýšit až na 1000 vzorků za sekundu.

Dalším velice často sledovaným parametrem, zejména pak u zařízení sloužícím k účelům Holterovského měření je hloubka záznamové paměti a s ní spojená maximální možná délka uloženého záznamu. Zřízení bylo vybaveno paměťovou kartou s kapacitou 32 GB, přičemž v případě potřeby je možné tuto paměťovou kartu nahradit kartou s vyšší kapacitou. Další možné rozšíření záznamové paměti je možné provést nepřímo, prostřednictvím mobilního telefonu nebo internetového úložiště. V případě přenosu měřených dat pomocí technologie Bluetooth do mobilního telefonu je možné přijatá data ukládat prostřednictvím mobilní aplikace přímo do paměti telefonu. Další možnou alternativou nepřímého rozšíření záznamové paměti zařízení je využití internetového úložiště. V tomto případě musí být ovšem zařízení v dosahu známé sítě Wi-Fi. Bližší popis těchto způsobů uložení záznamu je uveden v následujících kapitolách. S ohledem na všechny uvedené možnosti uložení záznamu je tedy patrné, že délka záznamu je spíše než volným místem v úložišti limitována výdrží baterie zařízení.

8.2. Uložení záznamu na SD kartu s využitím NTP

Uložení záznamu na SD kartu s využitím NTP (Network Time Protocol) je rozšířením programu pro uložení základních dat na paměťovou kartu popsáno v kapitole 8.1. Rozšíření programu spočívá v uložení přesného času společně se záznamem elektrické aktivity srdce. K určení přesného času pořízení záznamu byl využit síťový protokol pro synchronizaci času NTP. Obecně tento protokol zajišťuje, aby všechny zřízení připojené k síti měly přístup ke stejnému a přesnému času. Použitím NTP verze 4 je možné synchronizovat čas připojených zařízení s odchylkou v řádech desítek milisekund a v rámci lokální sítě může být tato odchylka ještě menší. Detailní popis protokolu pro synchronizaci času ovšem není předmětem této práce. Z uvedeného způsobu určení času pořízeného záznamu ovšem vyplývá nutnost připojení zařízení k internetové síti. Připojení zařízení k internetové síti bylo realizováno modulem ESP32 pomocí bezdrátové technologie Wi-Fi. S nutností připojení zařízení k internetové síti pomocí bezdrátové technologie Wi-fi se dále také pojí celkové vyšší spotřeba elektrické energie a v důsledku toho i nižší doba provozu při bateriovém napájení.

Pořízená data jsou ukládána na paměťovou kartu do souboru „data_net.txt“, přičemž zápis, popřípadě vytvoření nového souboru probíhá stejným způsobem, jako při ukládání dat na paměťovou kartu bez využití NTP. Jestliže soubor na paměťové kartě doposud nebyl vytvořen, zařízení vytvoří nový soubor pojmenovaný právě „data_net.txt“. V případě již existujícího souboru, zařízení tento soubor otevře a uloží záznam za již existující data. Součástí souboru je mimo uložený záznam elektrické aktivity srdce také hlavičkový záznam uložený na prvním řádku. Hlavičkový záznam jasně definuje strukturu dat, respektive definuje pořadí dat a jejich význam. Formát a význam uložených dat taktéž stanovuje tabulka 4.

Tabulka 4: Formát a význam uložených dat.

ID záznamu	Datum a čas	Začátek zprávy	Vlastní záznam	Konec zprávy
1-N	YYYY-MM-DD,HH:MM:SS	001	2000 vzorků signálu	002

Příklad záznamu:

1;2019-03-03,19:41:00;001;3654;3539;3355;3952;4009;4029 ...;002

2;2019-03-03,19:41:06;001;4033;3768;3675;3319;3411;3710 ...;002

Každý nově uložený řádek v souboru „data_net.txt“ obsahuje identifikační číslo daného řádku sloužící ke snadnější orientaci v pořízeném záznamu, přesný čas pořízení záznamu, označení začátku pořízeného záznamu pomocí kombinace číslic „001“, následuje 2000 vzorků sledovaného signálu a na poslední pozici v rámci jednoho řádku je uložena kombinace číslic „002“ stanovující konec pořízeného záznamu. Data elektrické aktivity srdce jsou uložena ve stejném formátu, který byl popsán v kapitole 8.1. Způsob následného zpracování dat je taktéž identický s kapitolou 8.1.

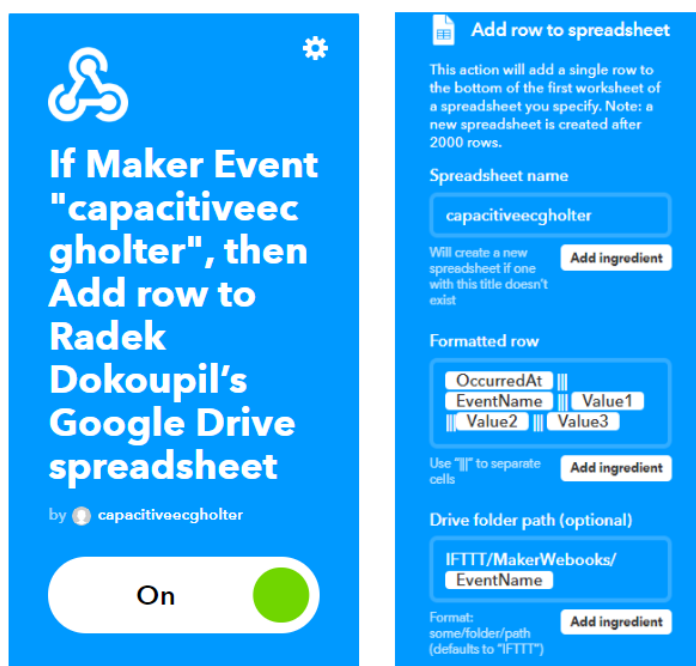
8.3. Uložení záznamu do internetového úložiště

K uložení pořízeného záznamu elektrické aktivity srdce do internetového úložiště bylo využito veřejně dostupných a bezplatných služeb společností Google, Inc. a IFTTT. K využití potřebných služeb bylo nutné vytvořit na obou serverech osobní účty.

IFTTT (If This, Then That neboli „pokud něco nastane, udělej něco“) je webová služba hojně využívaná pro tvorbu řetězců jednoduchých podmíněných příkazů, takzvaných appletů. Služby IFTTT lze také efektivně využít při aplikacích v rámci IoT (internetu věcí). Pro účely této diplomové práce byl vytvořen applet, který v případě příchozí události (v podobě informace o odesílaném EKG záznamu) uloží získaná elektrokardiografická data do souboru Google Sheets.

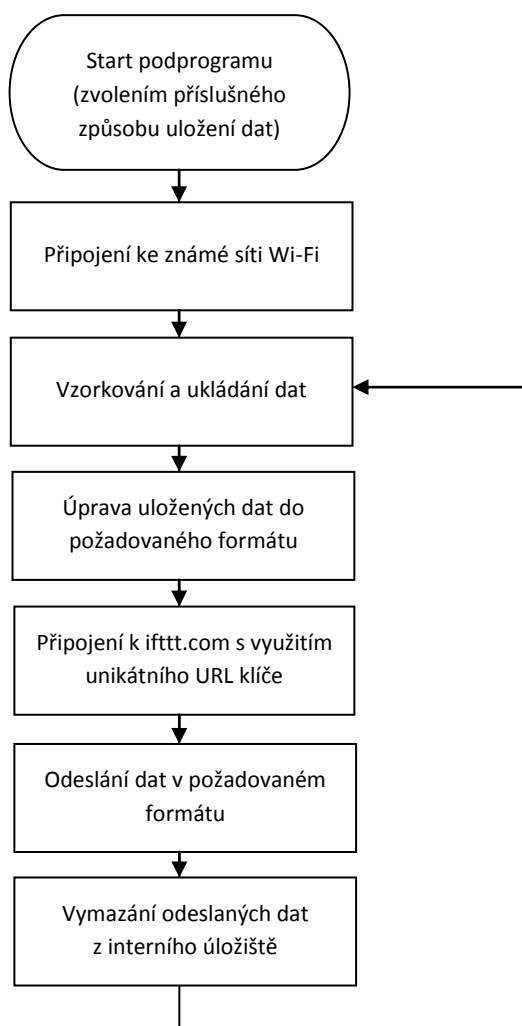
Postup navázání komunikace internetového úložiště s vytvořeným zařízením pro záznam elektrické aktivity srdce byl následující. Jak již bylo zmíněno výše, nejdříve bylo nutné vytvořit osobní účet na stránkách google.com a následně s využitím tohoto účtu byl vytvořen také uživatelský účet na

stránkách ifttt.com. Následně již bylo možné v uživatelském prostředí ifttt.com vytvořit potřebný applet. Hlavní nastavené atributy appletu jsou uvedeny na obrázku 38. Jedná se především o definici příchozích dat a způsob jejich zpracování. Pokud je tedy appletem detekována příchozí událost od zařízení „capacitiveecgholter“, applet definovaným způsobem uloží příchozí data do příslušného souboru Google Sheets, který je dostupný po přihlášení se k uživatelskému účtu na stránkách google.com. Tímto způsobem byla realizována část zpracování dat ze strany internetového úložiště. Pro odesílání dat elektrické aktivity srdce bylo nutné vytvořit příslušný program a následně tento program implementovat do již existujícího programového vybavení ESP32. Stručný popis funkce podprogramu pro odesílání změřených dat ke zpracování službou IFTTT je následující. Pokud je modul ESP32 v dosahu známe Wi-Fi sítě, k této síti se připojí. Následně proběhne vzorkování a uložení dvou tisíců vzorků signálu elektrické aktivity srdce. (Vzorky jsou ukládány do interní paměti ESP32). Uložený záznam je dále upraven do formátu vhodného pro odeslání službě IFTTT. Následně se zařízení připojí k serveru IFTTT pomocí unikátního URL klíče. Po připojení se k serveru jsou tomuto serveru odeslána upravená data obsahující záznam elektrické aktivity srdce. Posledním krokem před opětovným vzorkováním a odesláním záznamu elektrické aktivity srdce je vymazání původního záznamu z interní paměti ESP32.



Obrázek 38: Applet vytvořený na stránkách IFTTT.com.

Výše uvedený podprogram ESP32 sloužící k odesílání pořízeného záznamu do internetového úložiště lze také popsat vývojovým diagramem (viz obrázek 39).



Obrázek 39: Vývojový diagram podprogramu pro uložení záznamu do internetového úložiště.

Na obrázku 40 je uveden snímek obrazovky, prezentující způsob uložení pořízeného záznamu v souboru Google Sheets. První řádek souboru obsahuje záhlaví celé tabulky. Každý nově uložený řádek tabulky obsahuje datum a čas uložení záznamu do souboru, jméno zařízení (ze kterého uložena data pochází), záznam elektrické aktivity srdce doplněný o znaky začátku a konce pořízeného záznamu a dále jsou součástí každého řádku také dvě volné pozice sloužící k dalšímu možnému vývoji zařízení. Například zde mohou být ukládány údaje o poloze zařízení, z kterého data přišly, popřípadě průměrná tepová frekvence vypočítaná ze záznamu.

Tabulka 5: Formát a význam uložených dat:

Datum	zařízení	Uložený záznam			Volná pozice	Volná pozice
		Začátek zprávy	Vlastní záznam	Konec zprávy		
Měsíc DD.YYYY at HH:MM	capacitiveecgholter	001	2000 vzorků signálu	002	-	-

	A	B	C	D	E
	Datum	zařízení	ekg záznam	další hodnoty1	další hodnoty2
1	December 24, 2018 at 10:21AM	capacitiveecgholter	179.849;376.818;1183.848;383.817;1170.858;386.821;1181.833;371.816;1176.825;378.821;11	-	-
2	December 24, 2018 at 10:21AM	capacitiveecgholter	73.995;1170.2084;2071.2089;2115.2098;2087.2110;2060.2083;2087.2069;2103.2087;2110.20	-	-
3	December 24, 2018 at 10:21AM	capacitiveecgholter	2103.2089;2071.2102;2106.2069;2087.2099;2062.2077;2069.2084;2058.2085;2112.2094;21	-	-
4	December 24, 2018 at 10:21AM	capacitiveecgholter	2098.2101;2105.2078;2069.2079;2103.2064;2054.2069;2110.2101;1226.1157;841.494.957.11	-	-
5	December 24, 2018 at 10:28AM	capacitiveecgholter	9.1122.779.661;1199.1121.770.655;1198.1119.759.634;1180.1125.755.625;1177.1127.748.583	-	-
6	December 24, 2018 at 10:28AM	capacitiveecgholter	1.939.1168;1005.615.938;1191.979.625.926;1182.982.615.931;1190.998.628.943;1194.986.62	-	-
7	December 24, 2018 at 10:29AM	capacitiveecgholter	1.691.1183;1168.1053.730.331.449.935;1232.1168.927.571.371.537.1046.1218.1097.786.442;	-	-
8	December 24, 2018 at 10:29AM	capacitiveecgholter	210.1088.811.486.476.806;1232.1167.1050.722.420.562.1004.1216.1195.941.571.468.642.11	-	-
9	December 24, 2018 at 10:29AM	capacitiveecgholter	1.2099.2103.2110.1143.1189;1233.1155.837.499.543.816;1211.1163.1087.813.431.535.985.1;	-	-
10	December 24, 2018 at 10:29AM	capacitiveecgholter	509.563.838;1222.1171.1069.799.432.549;1005.1205.1181.977.637.495.647;1074.1235.1127;	-	-
11	March 3, 2019 at 08:34PM	capacitiveecgholter	1731.2732.2736.2733.2733.2736.2730.2729.2731.2734.2731.2723.2721.2718.2721.2723.2722	-	-
12	March 3, 2019 at 08:36PM	capacitiveecgholter	1727.2727.2734.2731.2729.2727.2731.2730.2725.2733.2731.2731.2730.2731.2733.2733.2732	-	-
13	March 3, 2019 at 08:36PM	capacitiveecgholter	440.1438;1435.1435.1437;1437.1437.1439.1435.1438.1435.1440;1435.1437.1438.1433.1433	-	-
14	March 3, 2019 at 08:37PM	capacitiveecgholter	1416.2416.2410.2416.2415.2413;2413.2416.2415.2416.2415.2411.2413.2416.2416.2415.2416	-	-
15	March 3, 2019 at 08:44PM	capacitiveecgholter	788.1781.1786.1786.1783.1786;1783.1787.1785;1787.1786.1786.1778.1782.1784.1783;1787	-	-
16	March 3, 2019 at 08:44PM	capacitiveecgholter	486.1482.1483;1479.1484;1485;1483;1477.1486;1486.1482.1484.1482.1478.1486.1481.1486	-	-
17	March 3, 2019 at 08:44PM	capacitiveecgholter	1486.1482.1483.1479.1484;1485;1483;1477.1486;1486.1482.1484.1482.1478.1486.1481.1486	-	-

Obrázek 40: Ukládání dat prostřednictvím účtu google.

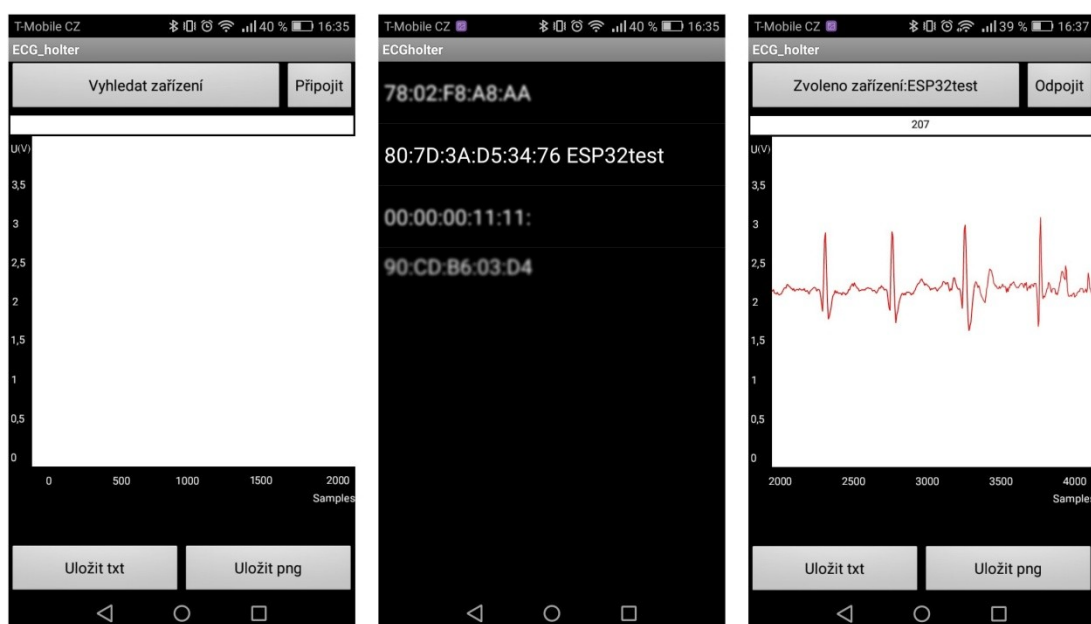
Data elektrické aktivity srdce jsou uložena ve stejném formátu, který byl popsán v kapitole 8.1. Způsob následného zpracování dat je taktéž identický s kapitolou 8.1.

Jednou z hlavních výhod tohoto způsobu ukládání pořízeného záznamu je nezávislost zařízení na volném prostoru paměťové karty. Další obrovskou výhodou je možnost okamžité vzdálené kontroly záznamu. Oproti tomu hlavní nevýhodou popisovaného režimu ukládání pořízeného záznamu je nižší výdrž zařízení při bateriovém, nebo také nutnost připojení zařízení ke známé Wi-Fi síti.

8.4. Vizualizace a ukládání měřených dat pomocí mobilního telefonu

Pro účely snadné vizualizace a také možnost uložení pořízeného záznamu do paměti telefonu byla vytvořena mobilní aplikace s názvem „ECGholter“. Přenos dat mezi vytvořeným zařízením a mobilním telefonem je realizován prostřednictvím technologie Bluetooth.

Pro vytvoření mobilní aplikace bylo využito prostředí MIT App Inventor. MIT App Inventor je OSS (Open Source Software), neboli software s otevřeným zdrojovým kódem, který poskytuje možnost tvorby aplikací pro mobilní telefony využívající operační systém Android. Snímky obrazovky mobilního telefonu se spuštěnou aplikací jsou uvedeny na obrázku 41.



Obrázek 41: Vytvořená mobilní aplikace pro vizualizaci a ukládání měřených dat.

Před samotným spuštěním mobilní aplikace je nutné v nastavení telefonu zapnout přenos dat prostřednictvím Bluetooth. Po spuštění aplikace „ECGholter“ se otevře uživatelské rozhraní, které je uvedeno na obrázku 41 vlevo. V horní části displeje jsou umístěna dvě tlačítka pro nastavení připojení. Majoritní část obrazovky mobilního telefonu je určena pro zobrazení přijatých dat elektrické aktivity srdce. Ve spodní části obrazovky jsou umístěny dvě tlačítka sloužící k uložení pořízeného záznamu.

Jak již bylo zmíněno výše, tlačítka v horní části displeje slouží k navázání komunikace se zvoleným zařízením. Při kliknutí na větší z tlačítek s názvem „Vyhledat zařízení“ se zobrazí výpis spárovaných a dostupných zařízení. Snímek obrazovky s výpisem spárovaných a dostupných zařízení je uveden na obrázku 41 uprostřed. Následně je nutné vybrat zařízení „ESP32test“. Po úspěšném zvolení zařízení se aplikace automaticky opět přepne na výchozí obrazovku, přičemž text tlačítka „Vyhledat zařízení“ je již změněn na „Zvoleno zařízení: ESP32test“. Následně již pro připojení

k vybranému zařízení stačí zmáčknout tlačítko „Připojit“, po jehož zmáčknutí se spustí komunikace mezi oběma zařízeními a na displeji telefonu se začne postupně vykreslovat přijatý záznam. Pro přerušení komunikace a tedy i ukončení vykreslování záznamu stačí zmáčknout tlačítko „Odpojit“, které se nachází na pozici původního tlačítka pro připojení.

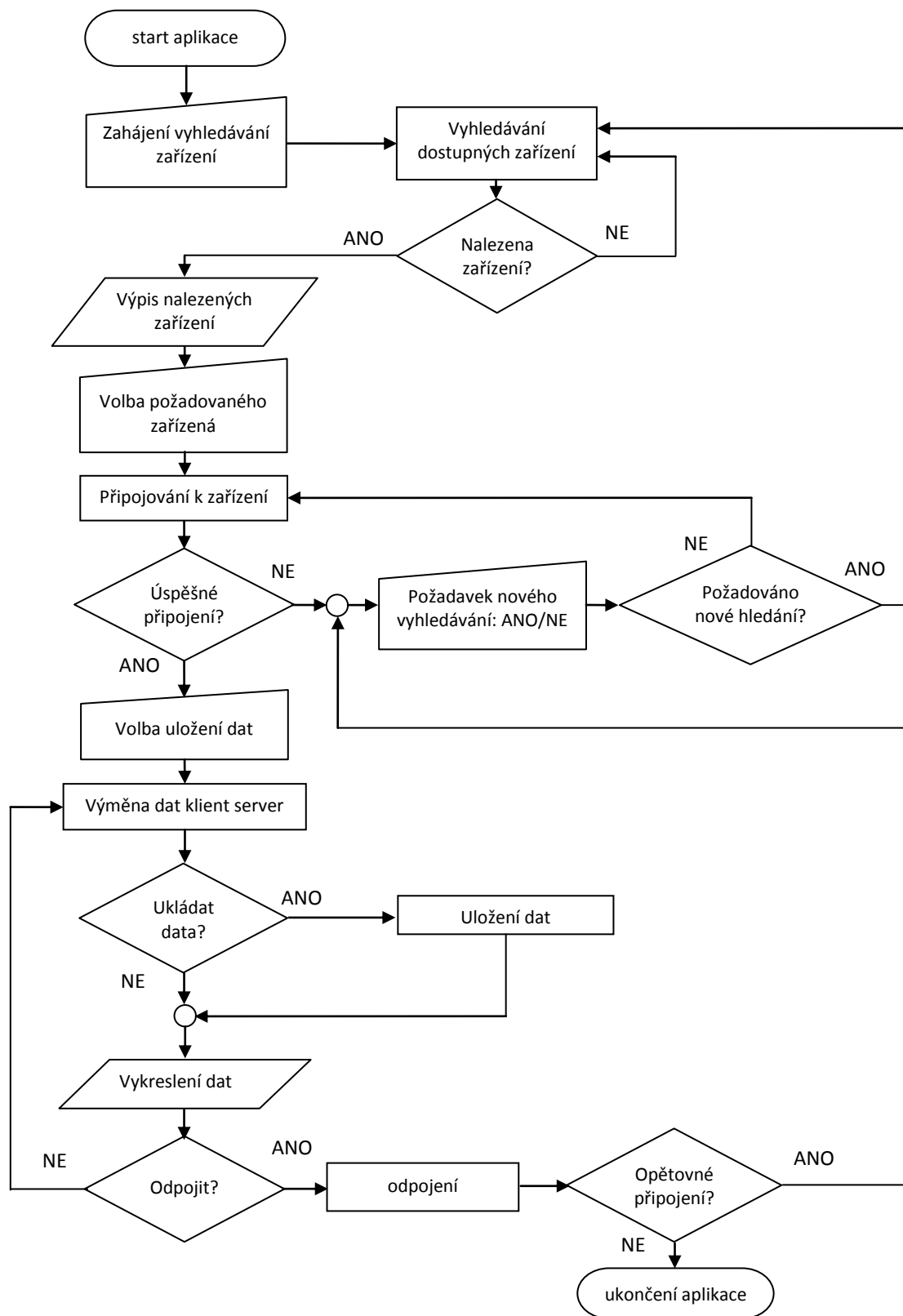
Mimo zobrazení dat snímané elektrické aktivity srdce je dále možno tyto data ukládat a to ve formě uložení snímku obrazovky nebo uložení dat do textového souboru. Uložení dat ve formě snímku obrazovky je možné realizovat tlačítkem „uložit png“. Následný obrázek je uložen v paměti telefonu. Uložení dat do textového souboru lze provést tlačítkem „uložit txt“. Ihned po zmáčknutí tlačítka dojde k ukládání záznamu a také dojde ke změně textu tohoto tlačítka na „stop“. Opětovným zmáčknutím tlačítka, dojde k ukončení ukládání záznamu a nastavení textu i významu tlačítka do výchozí pozice. Ukládání záznamu do textového souboru je možné provádět opakovaně, přičemž každý nový záznam je ukládán za již pořízený záznam.

Z hlediska požadované vzorkovací frekvence při měření elektrické aktivity srdce není možné každý jednotlivý vzorek signálu zvlášť odesílat a následně pomocí mobilního telefonu přijímat a vykreslovat (popřípadě ukládat). Proto jsou pořízená data odesílána po paketách dvou tisíc vzorků. Data jsou nejdříve ukládána do interní paměti ESP32 a až následně jsou odeslána ke zpracování mobilním telefonem. Vykreslování pořízeného záznamu tedy neprobíhá v čase pořízení tohoto záznamu. Průběh vykreslený mobilním telefonem je oproti původnímu pořízenému záznamu opožděn o šest sekund.

Spotřeba elektrické energie zařízení při odesílání dat pomocí technologie Bluetooth (dle katalogového listu výrobce 95 – 130 mA) je nižší než spotřeba energie při odesílání dat pomocí Wi-Fi (180 – 240 mA), nicméně vzhledem k spotřebě energie při ukládání dat na paměťovou kartu bez využití Wi-fi (27 mA – 44 mA) jsou oba tyto způsoby několikanásobně energeticky náročnější.

Instalační soubor mobilní aplikace je součástí přílohy.

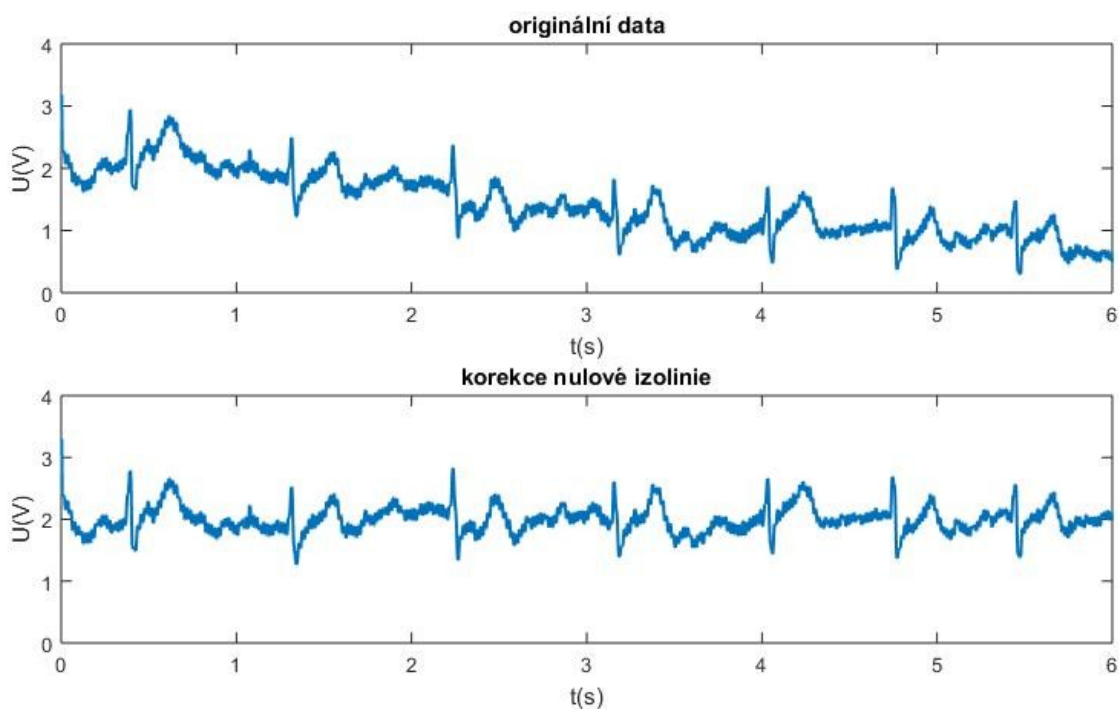
Na obrázku 42 je uveden vývojový diagram mobilní aplikace „ECGholter“.



Obrázek 42: Vývojový diagram mobilní aplikace.

8.5. Zpracování dat v prostředí MATLAB

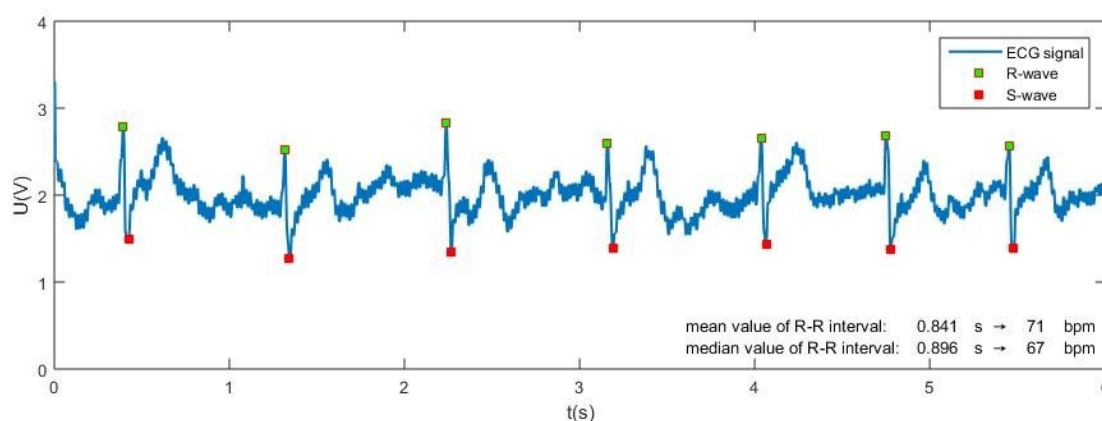
Pro zpracování zaznamenaných dat pomocí prostředí MATLAB[®] byl vybrán vzorek dat uložený v internetovém úložišti. Pro účely testování byla vzorkovací frekvence zařízení zvýšena na 500 vzorků za sekundu. Analyzovaný vzorek obsahuje tři tisíce hodnot záznamu, přičemž odstup jednotlivých vzorků je dán vzorkovací frekvencí zařízení a činí 2 ms mezi vzorky. Na obrázku 43 nahoře je uveden pořízený záznam elektrické aktivity srdce prostřednictvím kapacitních elektrod. K dalšímu zpracování tohoto záznamu bylo nutné provést korekci nulové izolinie. Korekce nulové izolinie je důležitá především ke korektnímu určení tepové frekvence ze záznamu. Pokud by korekce nulové izolinie nebyla provedena, navržený algoritmus by v závislosti na kvalitě pořízeného záznamu a množství pohybových artefaktů v záznamu s velkou pravděpodobností špatně určil pozici jednotlivých R vln a tudíž by následně vypočítaná tepová frekvence nabývala chybných hodnot. Záznam s korekcí nulové izolinie je uveden na obrázku 43 dole.



Obrázek 43: Vykreslení originálních dat a dat po korekci nulové izolinie.

K automatickému určení lokálních extrémů R vln a S vln byla využita implementovaná funkce `findpeaks`, jako vstupní parametry této funkce jsou mimo jiné stanoveny minimální akceptovatelné rozestupy mezi detekovanými body a dále pak minimální amplituda hledaného bodu. Příklad aplikace funkce `findpeaks` je uveden níže. Vykreslený výstup navrženého algoritmu pro detekci R vln a S vln je uveden na obrázku 44. Ze znalosti pozice R vln a vzorkovací frekvence je dále možné určit srdeční tepovou frekvenci. Část algoritmu sloužící ke stanovení tepové frekvence ze záznamu je

součástí níže uvedeného kódu. Určení tepové frekvence při znalosti odstupů mezi R vlnami bylo provedeno dvěma možnými způsoby. První varianta výpočtu využívá k určení tepové frekvence aritmetický průměr. Tato metoda má při správné detekci R vln celého záznamu větší výpovědní hodnotu, jelikož jsou ve výpočtu zahrnuty všechny detekované intervaly mezi R vlnami. Nevýhodou této metody je ovšem možnost zkreslení výsledku v důsledku špatně detekované R vlny. Tuto nevýhodu do určité míry kompenzuje určení tepové frekvence použitím mediánu. Jako medián je určena hodnota ležící přesně v polovině seřazeného seznamu hodnot. V případě sudého počtu prvků v seznamu je jako medián rozestupu R vln určen aritmetický průměr dvou hodnot ležících v polovině seřazeného seznamu. Nevýhodou této metody výpočtu je tedy fakt, že k určení tepové frekvence je využita pouze jedna, respektive dvě hodnoty detekovaných odstupů R vln.



Obrázek 44: Vykreslení záznamu EKG s vyznačenými R kmity, S kmity a vypočítanou tepovou frekvencí.

Tepová frekvence stanovená z analyzovaného záznamu je při aplikaci aritmetického průměru 71 tepů za minutu a při aplikaci mediánu 67 tepů za minutu.

Níže jsou uvedeny stěžejní části kódu.

```
noisyECG_withTrend = importdata('data_cloud.txt'); %načtení dat
t_sampling=0.002 %perioda odběru vzorku 2ms
number_of_samples=length(noisyECG_withTrend) % počet vzorků záznamu
real_time=(1:number_of_samples)*t_sampling; % čas záznamu

y=noisyECG_withTrend;
t=1:length(noisyECG_withTrend);
n=6; %Stupeň polynomiálního přizpůsobení, specifikovaný jako kladný
celočíselný skalár
[p,s,mu]=polyfit((1:numel(noisyECG_withTrend))',noisyECG_withTrend,n);
%Výpočet koeficientů polynomu, který detekuje trend signálu,
f_y=polyval(p,(1:numel(noisyECG_withTrend))',s,mu); %Výpočet hodnoty
polynomu
ECG_data=noisyECG_withTrend-f_y; % Korekce izoline odečtením originálního
signálu a polynomiálního proložení.
```

```

[~,locs_Rwave]=findpeaks(ECG_data,'MinPeakHeight',0.5,'MinPeakDistance',200
);%nastavení minimální amplitudy R vlny a minimální vzdálenosti dvou R vln
(200 vzorků)
ECG_inverted=-ECG_data;
[~,locs_Swave]=findpeaks(ECG_inverted,'MinPeakHeight',0.5,'MinPeakDistance'
,200);
[~,min_locs] = findpeaks(-ECG_data,'MinPeakDistance',40);
%locs_Qwave=min_locs(ECG_data(min_locs)>-0.6 & ECG_data(min_locs)<-0.3);

numbers=int64(length(locs_Rwave));%definice datového typu proměnné
for v = locs_Rwave;%v proměnné locs_Rwave jsou uloženy pozice detekovaných
R kmitů
    while (numbers >=2);
        r_distance(numbers-1)=(locs_Rwave(numbers)-locs_Rwave(numbers-
1))*0.002;%výpočet vzdálenosti dvou R-R kmitů
        numbers=numbers-1;
    end
end
mean(r_distance)%průměrný rozestup mezi R-R kmity
median(r_distance)%medián (50% kvantil) rozestupu R-R kmitů

```

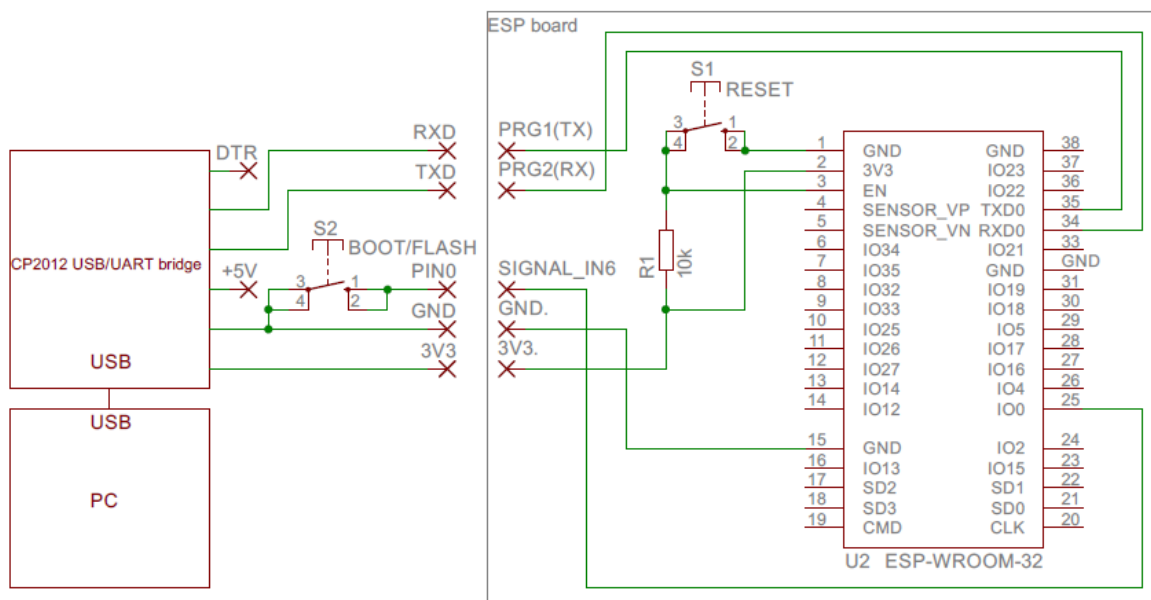
9. Minimalizace zařízení

Druhý, prototyp zařízení vychází z prvního prototypu uvedeného v kapitole 7.5. Důvodem vytvoření tohoto druhého prototypu byl požadavek na co nejmenší rozměry zařízení. Konstrukčně se minimalizovaný prototyp skládá z následujících částí: desky biozesilovače a notch filtru, desky pro digitalizaci a zpracování záznamu, dvou kapacitních elektrod a jedné plošné kovové elektrody. Plošnou kovovou elektrodu je možné k zařízení připojit prostřednictvím konektoru DRL.DESK umístěném na desce biozesilovače a notch filtru, popřípadě je možné jako elektrodu DRL využít mezikruží kapacitních elektrod. Vnější mezikruží kapacitních elektrod může být tedy využito jako elektroda DRL, ovšem musí být zajištěno vodivé spojení mezi touto částí kapacitní elektrody a pokůžkou.

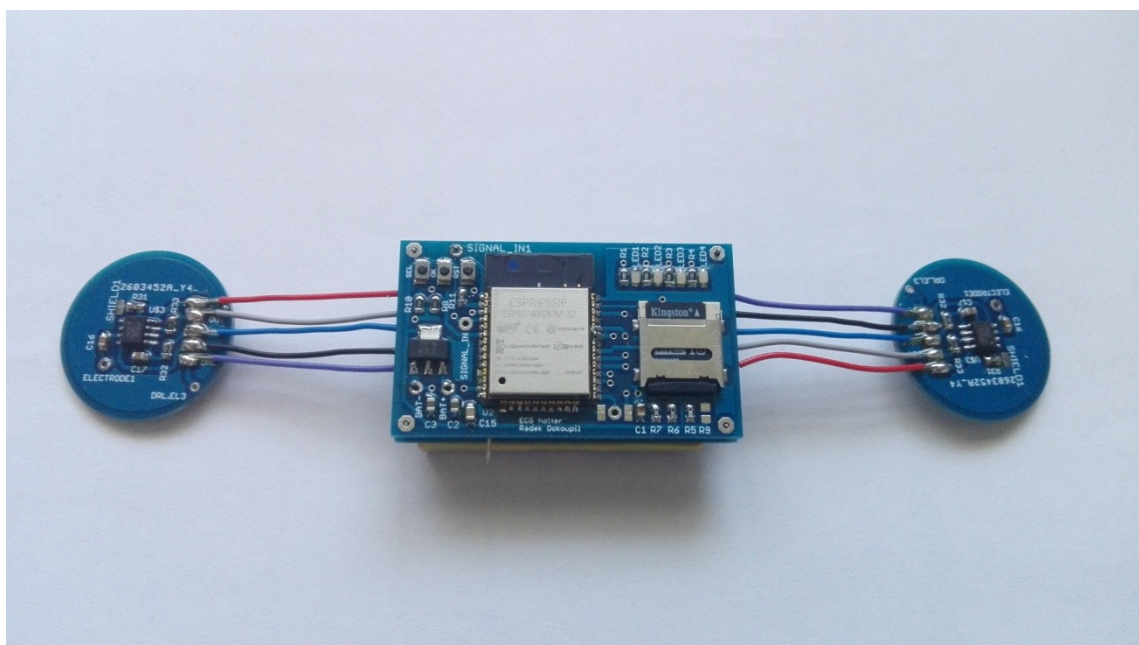
Schéma zapojení desky biozesilovače a notch filtru je uvedeno příloze V. Toto schéma zapojení je totožné se zapojením biozesilovače uvedeným v kapitole 7.5. Odlišný je ovšem návrh desky plošného spoje. Plošky pro připojení kapacitních elektrod jsou umístěny na protilehlých stranách desky plošného spoje. Dále deska také obsahuje otvory na definovaných pozicích z důvodu mechanického spojení desky biozesilovače a notch filtru s deskou sloužící pro digitalizaci a zpracování záznamu. (Otvory pro mechanické spojení mají na obou deskách stejnou pozici, překrývají se.) Vodivé spojení výstupu biozesilovače a vstupu AD převodníku obvodu ESP32 je realizováno konektorem SIGNAL_IN1, který má na obou deskách taktéž přesně definovanou pozici.

Deska sloužící k digitalizaci a zpracování záznamu zahrnuje následující prvky: napěťový regulátor, obvod ESP32, prvky uživatelského rozhraní (tři tlačítka a čtyři světelné diody), patici pro připojení paměťové karty, a konektory pro mechanické a elektrické spojení s deskou biozesilovače a notch filtru. Napěťový regulátor slouží k regulaci vstupního napětí pro obvod ESP32, jehož požadované napájecí napětí je 3,3 V. Význam tlačítek a světelné signalizace uživatelského rozhraní je totožný s prvním prototypem. Z důvodu dosažení co nejmenších rozměrů celého zařízení nezahrnuje tento minimalizovaný prototyp obvody zajišťující nabíjení akumulátoru a programování obvodu ESP32. V případě potřeby nabití akumulátoru je nutné jej odpojit od zařízení a použít externí nabíjecí modul. Jako externí nabíjecí modul je možné použít obvod uvedený v kapitole 7.4. K programování ESP32 slouží vývody PRG1, PRG2 a SIGNAL_IN6. Vývod SIGNAL_IN6 je po naprogramování obvodu dále možné využívat jako vstup AD převodníku, který je taktéž vyveden na desku biozesilovače a notch filtru. (Na desce biozesilovače jsou tedy z důvodů možných budoucích úprav vyvedeny vstupy dvou AD převodníků.) Pro programování byl využit CP2012 USB/UART převodník. Způsob propojení převodníku a ESP32 je uveden na obrázku 45.

Uvažované uchycení celého zařízení k tělu je pomocí kompresního pásu na trupu. Hlavní výhodou tohoto prototypu jsou menší rozměry zařízení, které mimo snazšího uchycení také zajišťují větší komfort při celodenním monitorování elektrické aktivity srdce.



Obrázek 45: Programování ESP32.



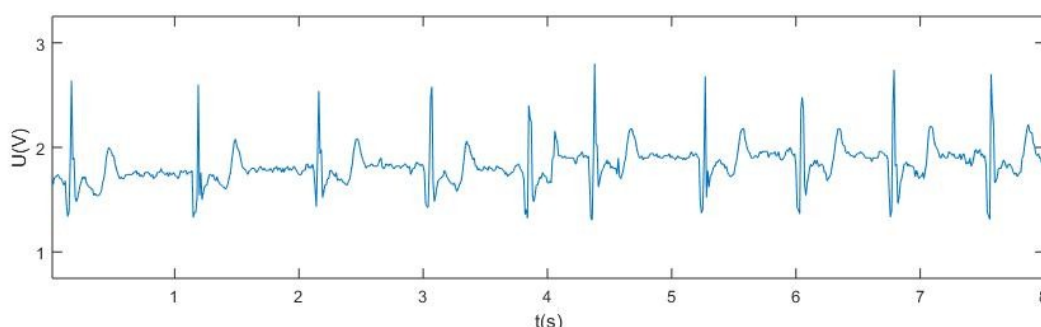
Obrázek 46: Fotografie minimalizovaného prototypu zařízení.

10. Testování výrobku a srovnání s existujícími zařízeními

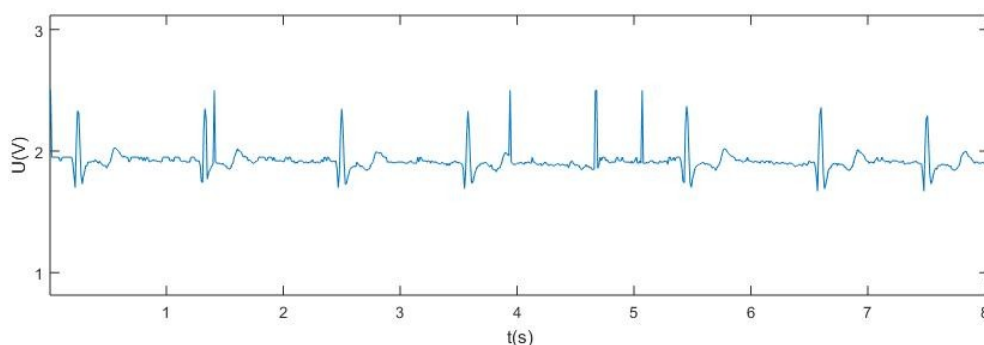
Testování vytvořeného zařízení probíhalo v několika fázích. Nejdříve byly provedeny testy funkčnosti jednotlivých prototypů kapacitních elektrod a k nim navržených biozesilovačů (viz kapitola 6). Následně byla ověřena funkčnost části zařízení zajišťující digitalizaci a zpracování signálu. Testování funkčnosti části zajišťující digitalizaci a ukládání záznamu bylo provedeno přivedením definovaného elektrického signálu na vstup AD převodníku a následně byl tento záznam ukládán postupně všemi dostupnými způsoby. Následná kontrola tedy spočívala v porovnání vstupního signálu se signálem uloženým. Posledním krokem bylo testování celého zařízení, jako celku. Jako materiály dielektrika kapacitních elektrod byly zvoleny tři různé materiály: látka bavlněného trička, látka trička ze syntetického materiálu a dále byl povrch kapacitní elektrody přelepen izolační páskou a takto upravená elektroda byla přiložena přímo na kůži. Dvě kapacitní elektrody byly umístěny v oblasti hrudníku (viz obrázek 37), plošná kovová elektroda byla umístěna na pokožku v oblasti pánve.

U všech níže uvedených záznamů nebyla provedena korekce nulové izoliny, která je popsána v kapitole 8.5.

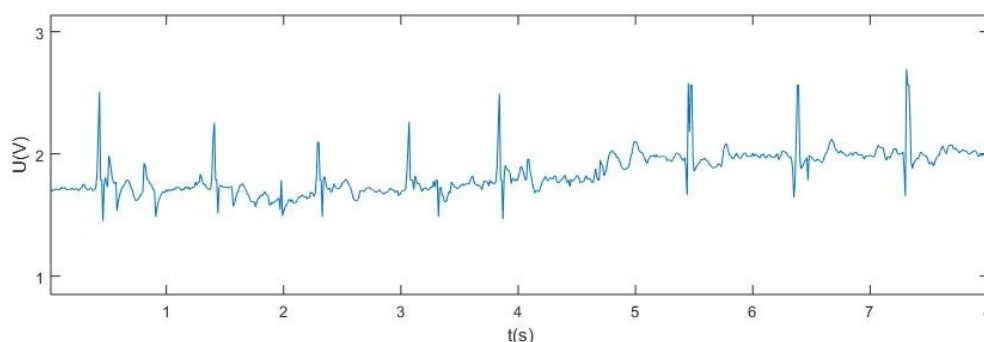
Na obrázku 47 je vykreslen záznam elektrické aktivity srdce změřený prostřednictvím kapacitních elektrod využívajících bavlněnou látku oděvu jako dielektrikum. Z pořízeného záznamu lze detekovat R kmit a dále pak také vlnu T. Na obrázku 48 je vykreslen záznam elektrické aktivity srdce změřený prostřednictvím kapacitních elektrod využívajících syntetickou látku oděvu jako dielektrikum. Z pořízeného záznamu lze detekovat R kmit a dále pak také vlnu T. Oproti záznamu uvedenému na obrázku 47 dosahuje signál nižšího amplitudového rozkmitu. Na obrázku 49 je vykreslen záznam elektrické aktivity srdce změřený prostřednictvím kapacitních elektrod, jejíž styčná plocha byla přelepena elektroinstalační páskou. Oproti předchozím záznamům obsahuje takto pořízený průběh elektrické aktivity srdce výrazné rušení. Z takto pořízeného záznamu lze detekovat pouze přítomnost R kmitu.



Obrázek 47: Záznam pořízený při měření přes bavlněné tričko.



Obrázek 48: Záznam pořízený při měření přes tričko ze syntetického materiálu.



Obrázek 49: Záznam pořízený při měření přes izolační pásku z PVC o tloušťce 0,13 mm (izolační pásky pro elektroinstalační práce).

Všechny uvedené záznamy byly pořízeny v klidu, a tudíž byl do značné míry eliminován vliv pohybových artefaktů. Záznamy pořízené při rychlé chůzi byly značně napadené šumem a nebylo možné detekovat elektrickou aktivitu srdce. Pohybové artefakty způsobené rychlou chůzí mají tedy natolik významný vliv na změnu kapacitní vazby mezi tělem a elektrodou, že snímání elektrické aktivity během chůze je značně problematické.

Hlavní výhodou vytvořeného zařízení oproti již existujícím zařízením využívající taktéž kapacitní elektrody k Holterovskému měření elektrické aktivity srdce je široká možnost zpracování a uložení pořízeného záznamu. Problematické kapacitních elektrod se věnuje řada studií (viz kapitola 6), nicméně využití kapacitních elektrod k pořízení déle trvajících záznamu EKG již není tak časté. Studie Yapiciho[52] a Y. M. Chi [53] se věnují aplikaci kapacitních elektrod v Holterovském zařízení, nicméně jako hlavní způsob zpracování pořízeného záznamu bylo zvoleno odeslání dat prostřednictvím technologie bluetooth do mobilního telefonu či osobního počítače a následné uložení záznamu v těchto zařízeních. Zařízení popsané v této diplomové práci poskytuje na rozdíl od uvedených zařízení možnost využití sítě Wi-Fi a tedy možnost uložení pořízeného záznamu do internetového úložiště. Nespornou výhodou zmiňovaného způsobu uložení dat je možnost sdílení pořízeného záznamu například s lékařem.

Závěr

Dle stanovených kritérií bylo vytvořeno funkční zařízení pro Holterovské monitorování elektrické aktivity srdce s využitím kapacitních elektrod.

Teoretická část práce zahrnuje úvod do problematiky měření elektrické aktivity srdce konvenčními způsoby. Dále se pak také teoretická část práce věnuje problematice kapacitních elektrod a způsobu využití těchto elektrod při měření elektrické aktivity srdce. Pro lepší objasnění principu měření prostřednictvím zmiňovaných elektrod byla uvedena analogie mezi deskovým kondenzátorem a kapacitní elektrodou.

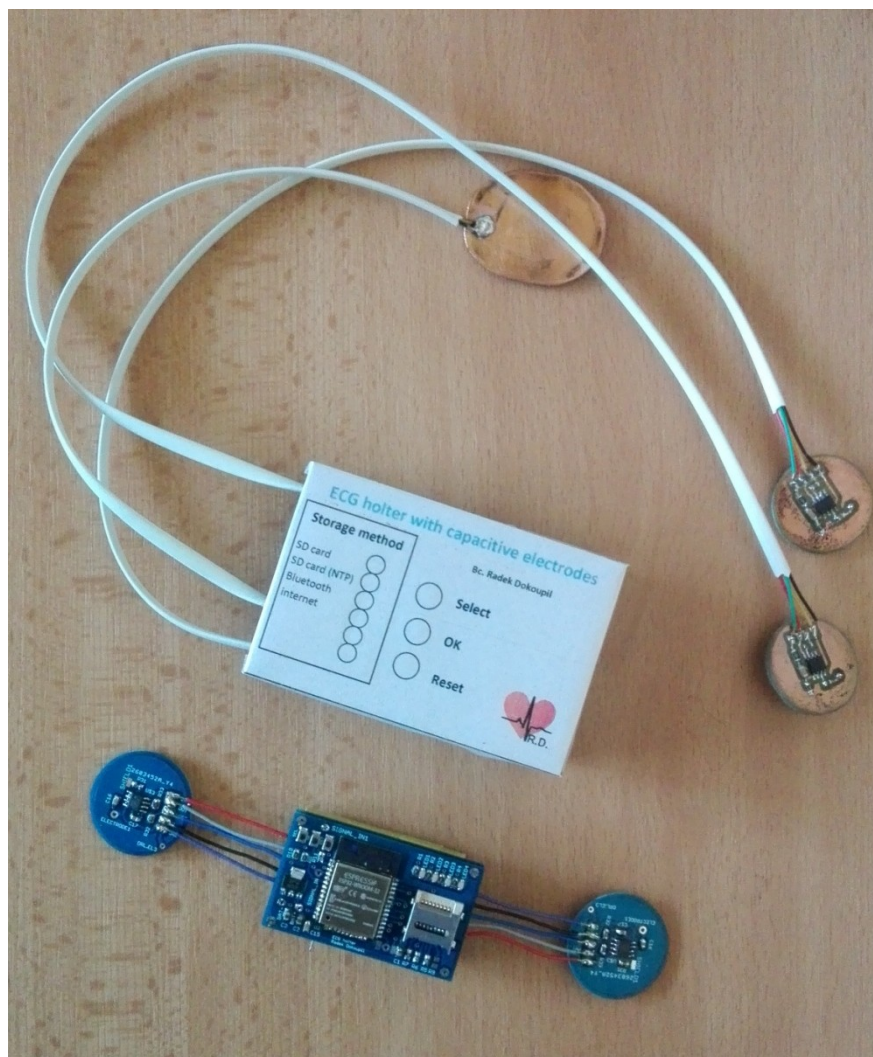
Praktická část práce uvádí návrh a konstrukci čtyř prototypů kapacitních elektrod. Z hlediska kvality pořízeného záznamu, rozměrů elektrod a použitých integrovaných obvodů byl pro aplikaci ve finálním výrobku vybrán druhý prototyp kapacitních elektrod. Jelikož konvenčně používané biozesilovače nejsou určeny k měření s využitím kapacitních elektrod, bylo dále nutné k těmto elektrodám navrhnout vhodný biozesilovač. Postup při návrhu biozesilovače je v práci taktéž uveden.

K digitalizaci a následnému zpracování pořízeného záznamu byl využit obvod ESP32 a na něj navazující obvody. Právě díky použití obvodu ESP32 a jeho technickým možnostem bylo možné vytvořit zařízení disponující širokou škálou možností ukládání záznamu. Pořízená data lze ukládat na paměťovou kartu s využitím protokolu internetového času i bez něj, dále pak je možné data odesílat prostřednictvím technologie bluetooth do mobilního telefonu, nebo lze data ukládat do internetového úložiště. Pro účel zpracování přijatých dat mobilním telefonem byla vytvořena mobilní aplikace. Tato aplikace poskytuje kromě vykreslení přijatých dat dále možnost uložení záznamu do interní paměti telefonu.

Na základě zkušebního měření lze definovat výhody a nevýhody měření elektrické aktivity srdce prostřednictvím kapacitních elektrod. Hlavní předností tohoto způsobu měření je možnost absence přímého kontaktu elektrody s tělem. Měření je možné provádět přes látku oděvu popřípadě jiné materiály, které v průběhu měření vykonávají funkci dielektrika. Hlavní nevýhodou popisovaného způsobu měření je výrazný vliv pohybových artefaktů. Vlivem vzájemného pohybu elektrody, dielektrika a pokožky dochází ke změně kapacitní vazby, v důsledku čeho dochází k rušení sledovaného signálu.

Nespornou výhodou navrženého zařízení oproti jiným zařízením, které popisují studie taktéž uvedené v této práci, je široká možnost volby způsobu uložení pořízeného záznamu. Zejména pak možnost uložení dat do internetového úložiště poskytuje řadu možností z hlediska sdílení dat s lékařem a v důsledku toho využití zařízení v aplikacích homecare.

Další možný vývoj zařízení lze stanovit na základě výše uvedených nevýhod zařízení. Jako hlavní předmět následujícího vývoje se tedy nabízí eliminace vlivu pohybových artefaktů. Dále by bylo možné zmenšit současné rozměry zařízení, popřípadě využít pro výrobu zařízení technologii flexibilních plošných spojů a zvýšit tak komfort při používání zařízení.



Obrázek 50: První a druhý prototyp EKG holteru s kapacitními elektrodami

Zdroje

- [1] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [2] GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie: dvacáté vydání*. Praha: Galén, c2005. ISBN 80-7262-311-7.
- [3] VLACH, Karel. *Rozhraní biomedicínských aplikací*. Ostrava, 2016. DISERTAČNÍ PRÁCE. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Doc. RNDr. Jindřich Černohorský, CSc.
- [4] CHOVANČÍK, Jan, Veronika BULKOVÁ a Martin FIALA. Monitorování EKG po ablaci fibrilace síní. *Intervenční a akutní kardiologie*. SOLEN MEDICAL EDUCATION, 2012, (11), 187-191.
- [5] WATFORD, Christopher. *Understanding ECG Filtering*. EMS 12 Lead: CardiacRhythm Analysis, 12-Lead ECG Interpretation, Resuscitation [online]. 2014 [cit. 2019-05-06].
- [6] LUCANI, Daniel, Giancarlos CATALDO, Julio CRUZ, Guillermo VILLEGAS a Sara WONG. *A portable ECG monitoring device with Bluetooth and Holter capabilities for telemedicine applications*. In: 2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society [online]. IEEE, 2006, 2006, s. 5244-5247 [cit. 2018-11-22]. DOI: 10.1109/IEMBS.2006.260798. ISBN 1-4244-0032-5. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4462987/>
- [7] DRÁPALA, Jaromír a Miroslav KURSA. *Elektrotechnické materiály: učební text*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2012. ISBN 978-80-248-2570-0. Dostupné také z: <http://www.person.vsb.cz/archivcd/FMMI/ETMAT/Elektrotechnicke%20materialy.pdf>
- [8] WASYLUK, Rostislav. *Elektrotechnologie pro školu a praxi*. Praha: Scientia, 2004. ISBN isbn80-7183-306-1
- [9] MENTLÍK, Václav. *Dielektrické prvky a systémy*. Praha: BEN - technická literatura, 2006. ISBN isbn80-7300-189-6.
- [10] BRANDŠTETTER, Pavel, Tomáš PAVELEK, Václav SLÁDEČEK a Petr ŠIMONÍK. *Elektronika: prvky elektronických obvodů*. Ostrava: VŠB-TUO, 2007. ISBN 978-80-248-1481-0.
- [11] HOLMAN, Brian, "The electrical characterization of tantalum capacitors as mis devices" (2008). *All Theses*. 393. https://tigerprints.clemson.edu/all_theses/393
- [12] ESP32 Series: Datasheet. Version 2.7. Espressif Systems, 2018, 59 s. Dostupné také z: <https://www.espressif.com/en/products/hardware/esp32/overview>. Including: ESP32-D0WD, ESP32-D0WDQ6, ESP32-D2WD, ESP32-S0WD.

- [13] ESP8266EX: Datasheet. Version 6.0. Espressif Systems, 2018, 29 s. Dostupné také z: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/0aesp8266ex_datasheet_en.pdf
- [14] OLNEY, Barry. Rozvržení vrstev u vícevrstvé DPS. *DPS Elektronika od A do Z* [online]. In: Circuit Design [cit. 2019-03-06]. Dostupné z: <https://www.dps-az.cz/cad-cam-cae/id:10735/rozvrzeni-vrstev-u-vicevrstve-dps>
- [15] *A0M13PRE - Průmyslová elektronika: 2. Kondenzátory Soubor* [online]. , 35 [cit. 2019-03-06]. Dostupné z: <https://moodle.fel.cvut.cz/course/view.php?id=23> nebo https://moodle.fel.cvut.cz/pluginfile.php/1741/mod_resource/content/1/PRE2.pdf
- [16] NEW, ADARSH, NAGAR, ROORKEE: *Study of dielectric constant: Model: DEC-01* [online]. 358/1, - 247 667, UA, INDIA: Scientific Equipment & Services, , 10 [cit. 2019-03-06]. Dostupné z: <https://www.iiserkol.ac.in/~ph324/ExptManuals/DielectricConstant.pdf>
- [17] *List of dielectric constants* [online]. VEGA, 8 [cit. 2019-03-06]. Dostupné z: https://www.vega.com/-/media/PDF-files/List_of_dielectric_constants_EN.ashx
- [18] SPINELLI, Enrique, Federico GUERRERO, Pablo GARCÍA, Marcelo HABERMAN, *A simple and reproducible capacitive electrode*, Medical Engineering & Physics, Volume 38, Issue 3, 2016, Pages 286-289, ISSN 1350-4533, <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2015.12.006>. (<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453315002854>)
- [19] S. MAJUMDER, L. CHEN, O. MARINOV, C. CHEN, T. MONDAL AND M. J. DEEN, "Noncontact Wearable Wireless ECG Systems for Long-Term Monitoring," in IEEE Reviews in Biomedical Engineering, vol. 11, pp. 306-321, 2018. doi: 10.1109/RBME.2018.2840336 URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=8368254&isnumber=8421106>
- [20] B. BABUSIAK, M. GALA, M. PENHAKER, M. CERNY AND J. KRAUS, "Dry contact less surface electrodes for bioelectrical measurements," 2014 ieee 12th international symposium on applied machine intelligence and informatics (sami), herl'any, 2014, pp. 357-360. DOI:10.1109/SAMI.2014.6822438 URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6822438&isnumber=6822368>
- [21] B. BABUSIAK, S. BORIK, L. BALOGOVA, *Textile electrodes in capacitive signal sensing applications, Measurement*, Volume 114 ,2018 ,Pages 69-77,ISSN 0263-2241, <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2017.09.024> (<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0263224117305894>)
- [22] J. MÍŠEK, M. GÁLA AND B. BABUŠIAK, "Capacitive electrocardiography measurement with indirect skin contact," 2014 ELEKTRO, Rajecke Teplice, 2014, pp. 603-606. doi:10.1109/ELEKTRO.2014.6848969 URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6848969&isnumber=6847850>

- [23] M. PENHAKER a J. KUBÍČEK. *Snímače a senzory v biomedicíně*. Opava: Slezská univerzita v Opavě, Filozoficko-přírodovědecká fakulta, Ústav fyziky, 2014. ISBN 978-80-7248-943-5.
- [24] Jan ADAMEC a Richard ADAMEC. *EKG podle Holtera: elektrokardiografická interpretace*. Praha: Galén, 2003. ISBN 80-7262-183-1.
- [25] THALER Malcolm S. *EKG a jeho klinické využití*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4193-2.
- [26] HABERL Ralph. *EKG do kapsy*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4192-5.
- [27] H. Su *et al.*, "A non-contact biopotential sensing system with motion artifact suppression," *2013 International Conference on Communications, Circuits and Systems (ICCCAS)*, Chengdu, 2013, pp. 314-318.
doi:10.1109/ICCCAS.2013.6765345
URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6765345&isnumber=6765270>
- [28] Chi, Yu & Ng, Patrick & Kang, Eric & Kang, Joseph & Fang, Jennifer & Cauwenberghs, Gert. (2010). *Wireless non-contact cardiac and neural monitoring*. IEEE Biomed. Circuits Syst. Conf.. 15-23. 10.1145/1921081.1921085.
- [29] Y. M. Chi, T. Jung and G. Cauwenberghs, "Dry-Contact and Noncontact Biopotential Electrodes: Methodological Review," in IEEE Reviews in Biomedical Engineering, vol. 3, pp. 106-119, 2010.
doi:10.1109/RBME.2010.2084078
URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5598518&isnumber=5656443>
- [30] SPINELLI, ENRIQUE & HABERMAN, MARCELO & GARCÍA, PABLO & GUERRERO, FEDERICO. (2012). *A capacitive electrode with fast recovery feature*. Physiological measurement. 33. 1277-88. 10.1088/0967-3334/33/8/1277.
- [31] M. STEFFEN, A. ALEKSANDROWICZ and S. LEONHARDT, "Mobile noncontact monitoring of heart and lung activity," in IEEE transactions on biomedical circuits and systems, vol. 1, no. 4, PP. 250-257, DEC. 2007.
DOI:10.1109/TBCAS.2008.915633
URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4432302&isnumber=4432296>
- [32] T. KOMENSKY, M. JURCISIN, K. RUMAN, O. KOVAC, D. LAQUA AND P. HUSAR, "Ultra-wearable capacitive coupled and common electrode-free ecg monitoring system," *2012 annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society*, SAN DIEGO, CA, 2012, PP. 1594-1597. DOI:10.1109/EMBC.2012.6346249
URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6346249&isnumber=6345844>
- [33] XIAN XIANG CHEN, YUANSHENG LV, REN REN ZHEN FANG, SHAN HONG XIA, HUAIYONG LI AND LILI TIAN, "A wireless noncontact ecg detection system based on

- capacitive coupling," 2012 IEEE 14th International Conference on e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom), BEIJING, 2012, PP. 387-390. DOI:10.1109/HEALTHCOM.2012.6379444
- URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6379444&isnumber=6379371>
- [34] H. SU ET AL., "A non-contact biopotential sensing system with motion artifact suppression," 2013 International Conference on Communications, Circuits and Systems (ICCCAS), CHENGDU, 2013, PP. 314-318. DOI:10.1109/ICCCAS.2013.6765345
- URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6765345&isnumber=6765270>
- [35] V. P. RACHIM AND W. CHUNG, "Wearable noncontact armband for mobile ECG monitoring system," in *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 10, no. 6, PP. 1112-1118, DEC. 2016. DOI:10.1109/TBCAS.2016.2519523
- URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7471436&isnumber=7802655>
- [36] GOUW, T. H., & VLUGTER, J. C. (1967). *Physical properties of triglycerides* iv. Dielectric constant. *fette-seifen-anstrichmittel*, 69(4), 223-226. [HTTPS://DOI.ORG/10.1002/LIPI.19670690401](https://doi.org/10.1002/LIPI.19670690401)
- [37] PECHÁČKOVÁ HANA, *Komedigenní vlastnosti surovin kosmetických přípravků*. Zlín: univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, 2017, 47 s. (45 439 znaků). dostupné také z: <http://hdl.handle.net/10563/40765>. univerzita Tomáše Bati ve Zlíně. fakulta technologická, ústav technologie tuků, tenzidů a kosmetiky.
- [38] LIM, YONGGYU, JEONGSU LEE, SEUNG MIN LEE, HONG JI LEE, KWANG SUK PARK. *Capacitive measurement of ECG for ubiquitous healthcare*. issue 11, 2014, 10 S. DOI: 10.1007/S10439-014-1069-6 dostupné také z: <http://link.springer.com/article/10.1007/s10439-014-1069-6>
- [39] TEXAS INSTRUMENTS. LMP770x Precision, CMOS Input, RRIO, Wide Supply Range Amplifiers. NOVEMBER 2015. Dallas, Texas 75265, 2015, 49 s. Dostupné také z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lmp7702.pdf>
- [40] KLINKOVSKÝ, Tomáš. *Spolehlivost a konstrukce lékařských přístrojů*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3110-7.
- [41] Stephan HEUER, Sebastian CHIRIAC, Malte KIRST, Adnene GHARBI and Wilhelm STORK. "Signal Quality Assessment for Capacitive ECG Monitoring Systems using Body-sensor-impedance." *BIOSIGNALS* (2011). Dostupné také z: <https://www.semanticscholar.org/paper/Signal-Quality-Assessment-for-Capacitive-ECG-using-Heuer-Chiriac/b8070bbb7fe97120b8266160b4566f9d6d2236e9>

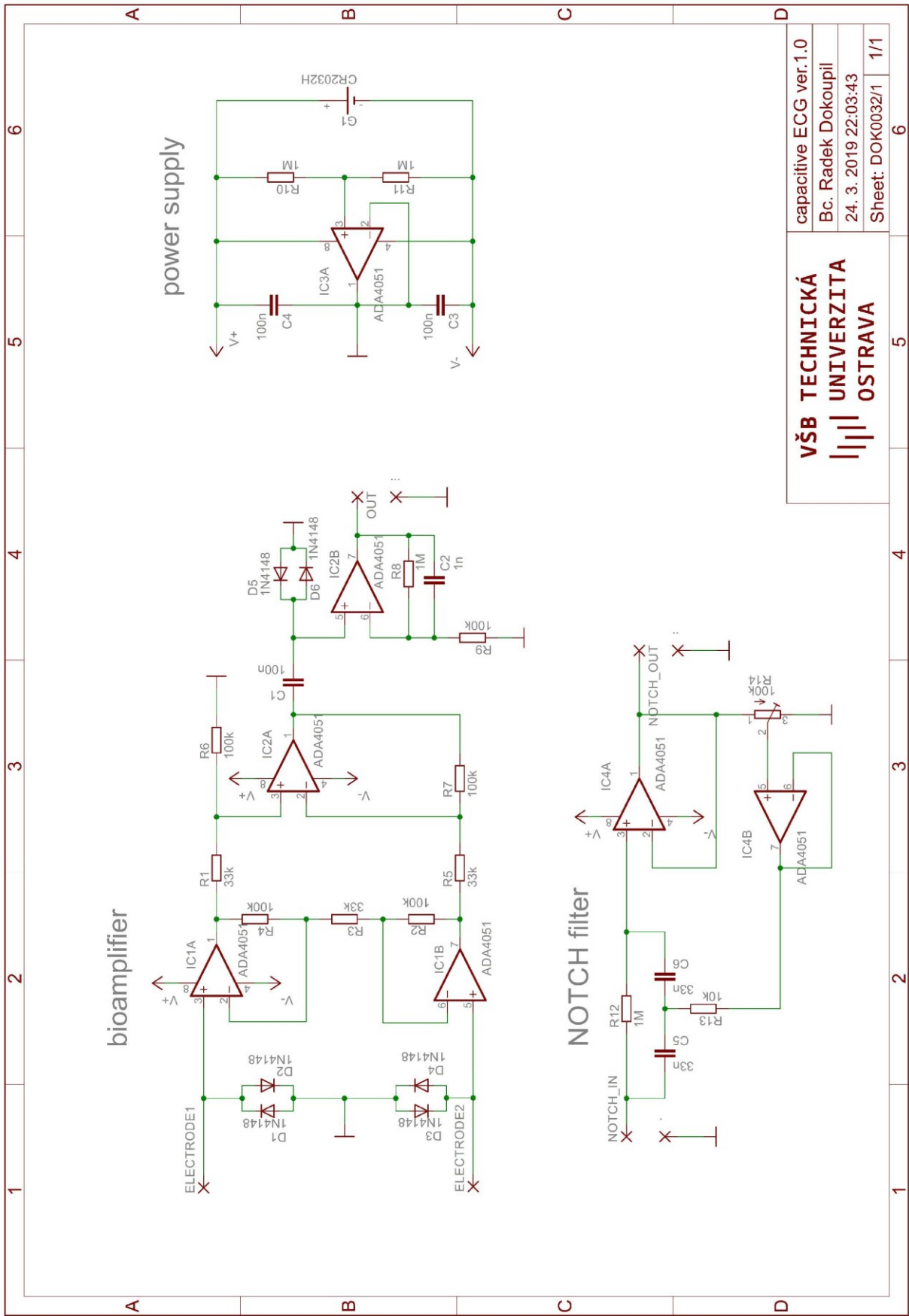
- [42] EILEBRECHT, BENJAMIN & WARTZEK, TOBIAS & LEM, JEROEN & VOGT, RAINER & LEONHARDT, STEFFEN. (2011). *Capacitive electrocardiogram measurement system in the driver seat*. ATZ worldwide eMagazine. 113. 50-55. 10.1365/s38311-011-0034-3.
- [43] ATALLAH, LOUIS & SERTEYN, ALINE & MEFTAH, M & SCHELLEKENS, M & VULLINGS, R & W M BERGMANS, J & OSAGIATOR, A & BAMBANG-OETOMO, SIDARTO. (2014). *Unobtrusive ECG monitoring in the NICU using a capacitive sensing array*. Physiological measurement. 35. 895-913. 10.1088/0967-3334/35/5/895.
- [44] PINHEIRO, EDUARDO & POSTOLACHE, OCTAVIAN & SILVA GIRÃO, PEDRO. (2010). *A Survey on Unobtrusive Measurements of the Cardiovascular Function and their Practical Implementation in Wheelchairs*. Sensors & Transducers Journal. 9. 182-199.
- [45] WEIL, Mareike B., Martin OEHLER, Meinhard SCHILLING a Lars S. MAIER. *First clinical evaluation of a novel capacitive ECG system in patients with acute myocardial infarction*. Clinical Research in Cardiology [online]. 2012, 101, 165-174 [cit. 2019-04-08]. DOI: 10.1007/s00392-011-0377-1. ISSN 1861-0684.
- [46] CZAPLIK, Michael, Benjamin EILEBRECHT, Rafael WALOCHA, Marian WALTER, Patrick SCHAUERTE, Steffen LEONHARDT a Rolf ROSSAINT. *The Reliability and Accuracy of a Noncontact Electrocardiograph System for Screening Purposes*. Anesthesia & Analgesia [online]. 2012, 114(2), 322-327 [cit. 2019-04-08]. DOI: 10.1213/ANE.0b013e31823f4182. ISSN 0003-2999.
- [47] TP4056: 1A Standalone Linear Li-Ion Battery Charger with Thermal Regulation in SOP-8. 2016. NanJing Top Power ASIC, 3 s. DATASHEET. Dostupné také z: <https://dlnmh9ip6v2uc.cloudfront.net/datasheets/Prototyping/TP4056.pdf>
- [48] DW01A: BATTERY PROTECTION IC FOR 1-CELL PACK. 2016. Husintent Electronic Technology Co., 4 s. DATASHEET. Dostupné také z: http://www.husintent.com/upLoad/sort/month_1312/201312082202492544.pdf
- [49] KOLBAN, Neil. *Kolban's Book on ESP32*. In: Leanpub.com, 2018, p. 1059. Dostupné také z: <https://leanpub.com/kolban-ESP32>
- [50] BRONZINO, Joseph D. *The biomedical engineering handbook*. Boca Raton: IEEE Press, c1995. ISBN 978-0849383465.
- [51] FRADEN, Jacob. *Handbook of modern sensors: physics, designs, and applications*. 4th ed. New York: Springer, c2010. ISBN isbn978-1441964656.
- [52] YAPICI, Murat & ELBOSHRA Alkhidir, Tamador. (2017). *Intelligent Medical Garments with Graphene-Functionalized Smart-Cloth ECG Sensors*. Sensors. 17. 875. 10.3390/s17040875.

- [53] Y. M. Chi and G. Cauwenberghs, "*Wireless Non-contact EEG/ECG Electrodes for Body Sensor Networks*," *2010 International Conference on Body Sensor Networks*, Singapore, 2010, pp. 297-301. doi: 10.1109/BSN.2010.52

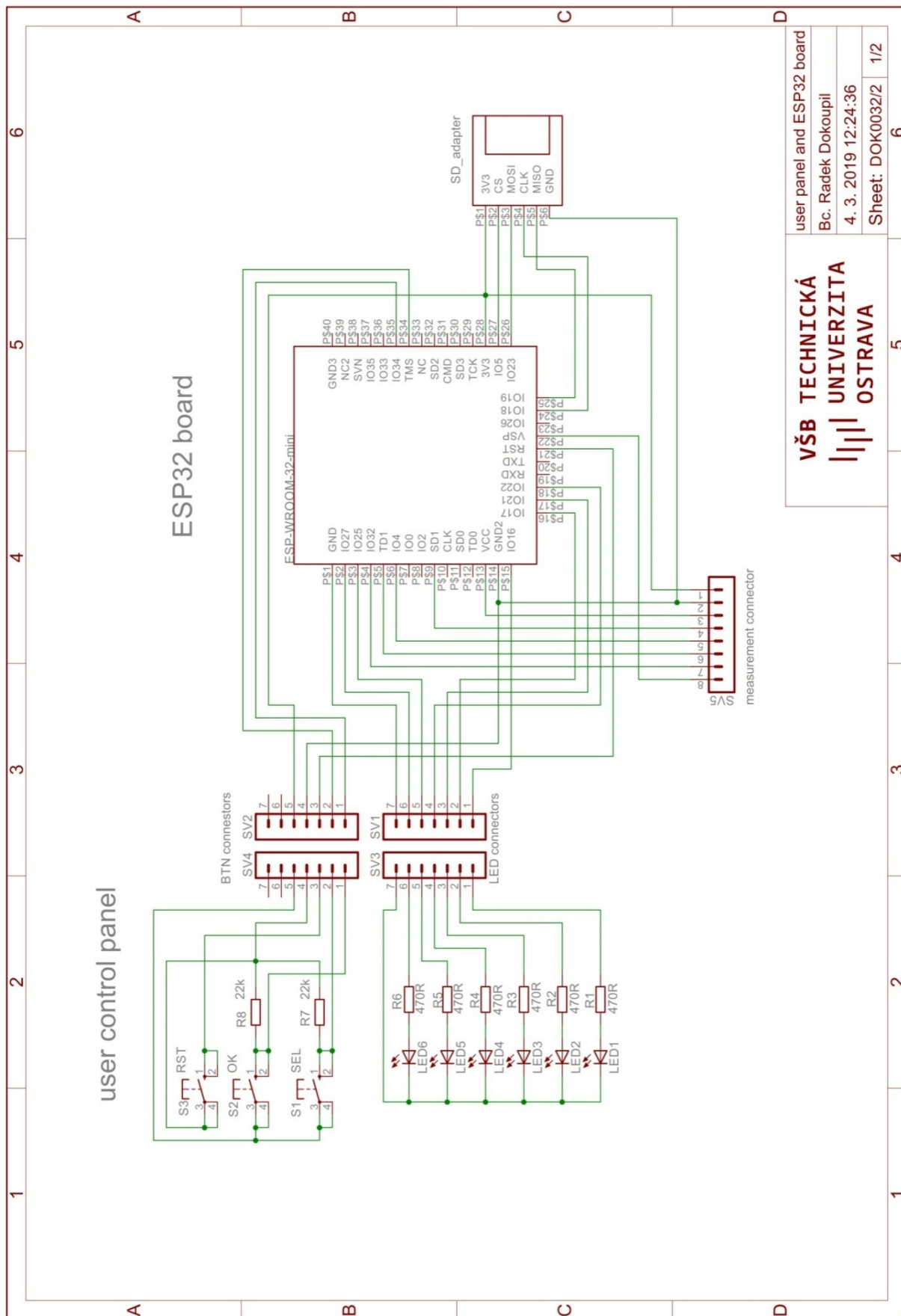
Seznam příloh

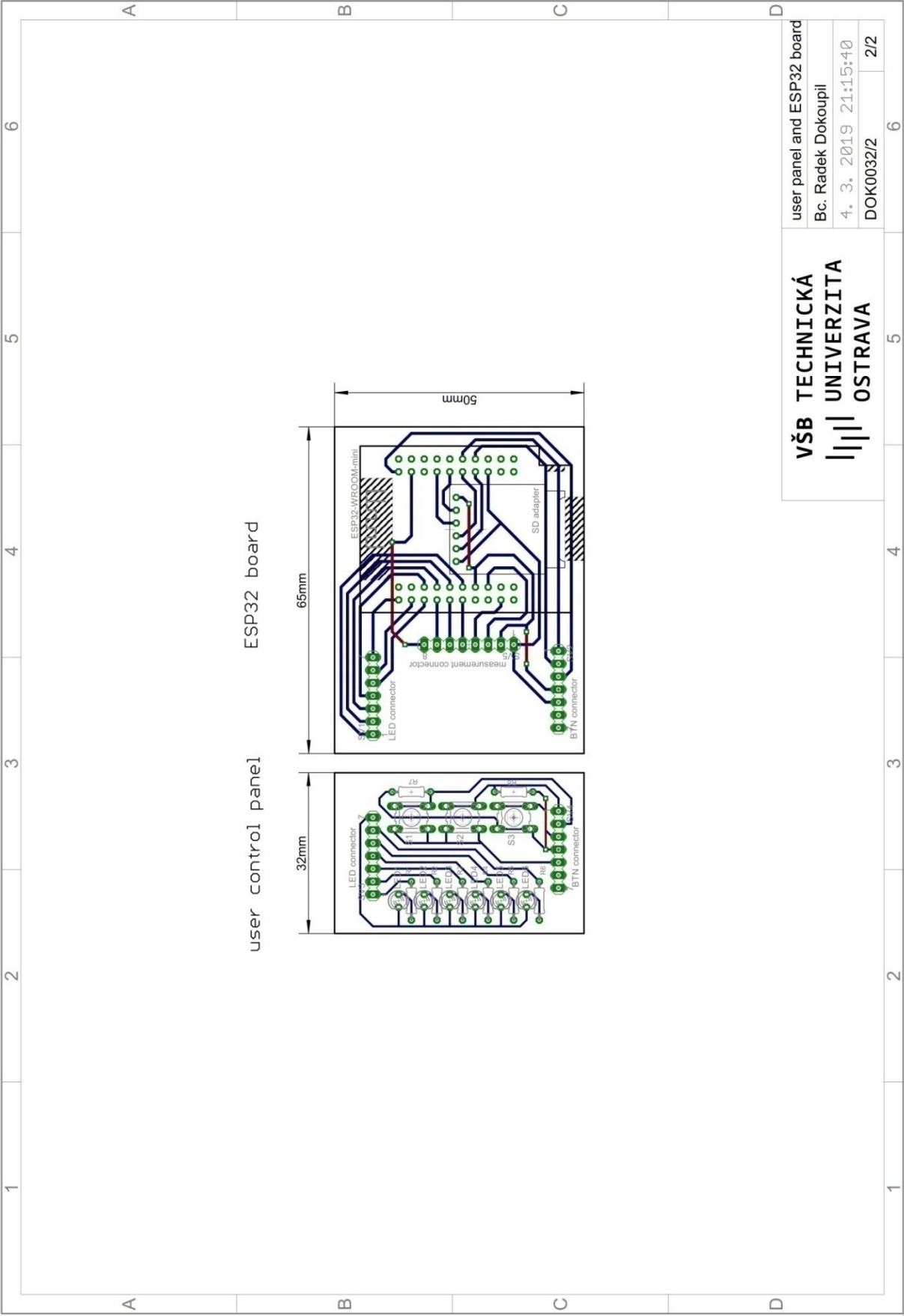
Příloha I: Biozesilovač pro první prototyp kapacitních elektrod.....	80
Příloha II: První prototyp zařízení (digitalizace a zpracování dat).....	81
Příloha III: První prototyp zařízení (biozesilovač a elektroda)	83
Příloha IV: Nabíjecí modul.	85
Příloha V: Druhý, minimalizovaný prototyp zařízení.	86
Příloha VI: Fotografie minimalizovaného prototypu zařízení.	90
Příloha v IS EDISON (firmware zařízení, podklady pro výrobu desek plošných spojů, mobilní aplikace, zdrojový kód pro zpracování dat v prostředí MATLAB)	

Příloha I: Biozesilovač pro první prototyp kapacitních elektrod.

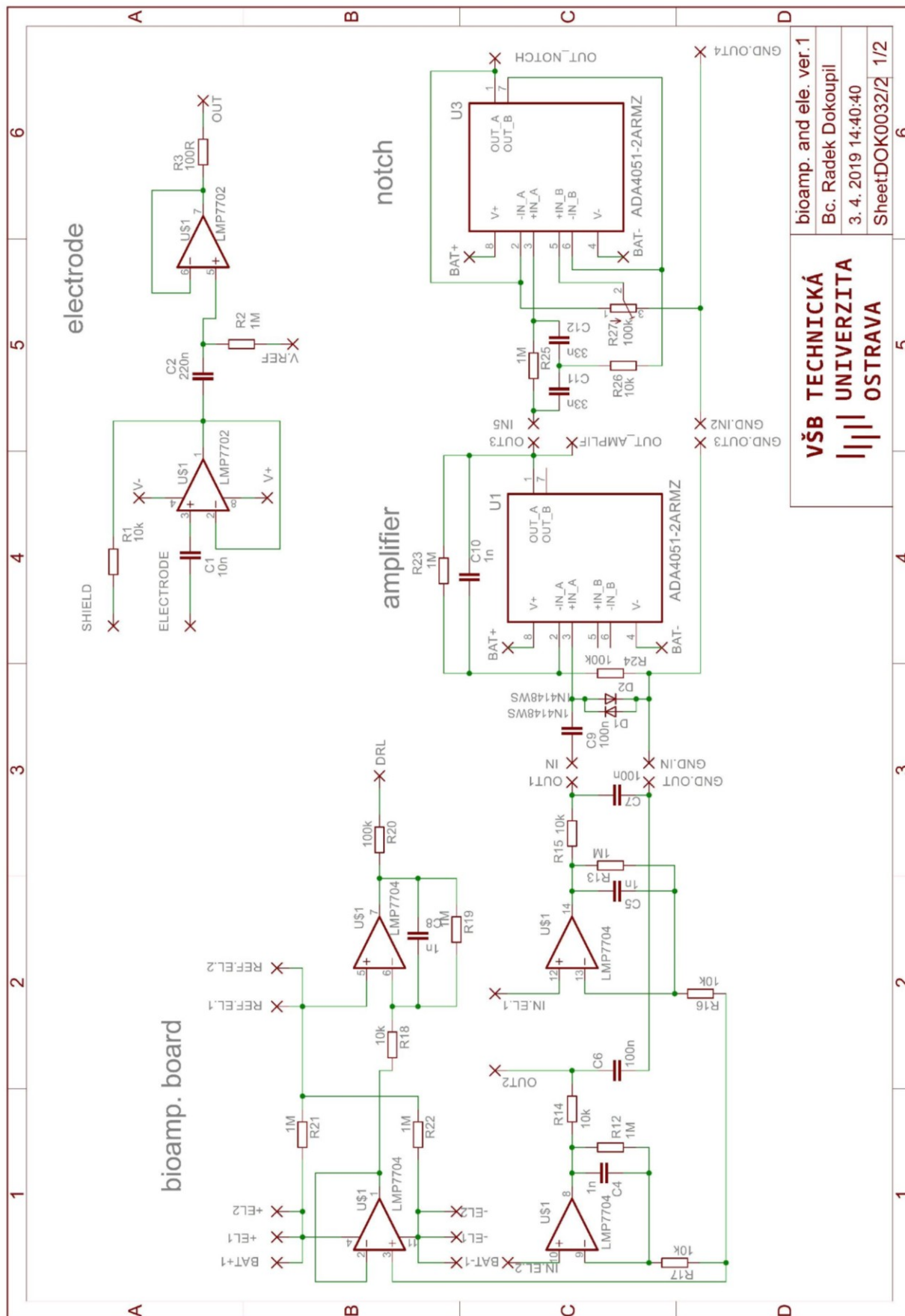


Příloha II: První prototyp zařízení (digitalizace a zpracování dat)





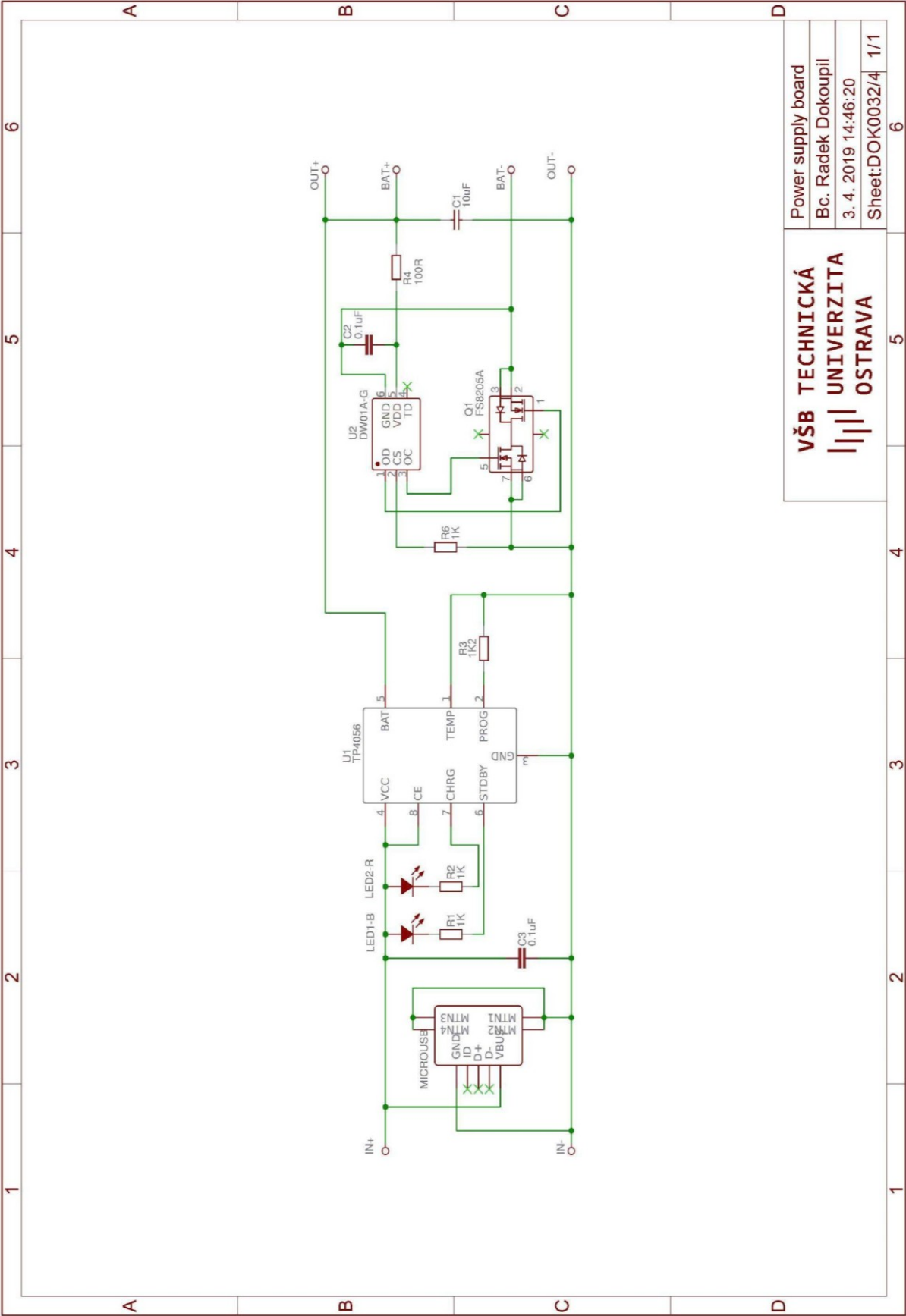
Příloha III: První prototyp zařízení (biozesilovač a elektroda)



bioamp. and ele. ver.1
Bc. Radek Dokoupil
3. 4. 2019 14:40:40
SheetDOK0032/2 1/2

**VŠB TECHNICKÁ
UNIVERZITA
OSTRAVA**

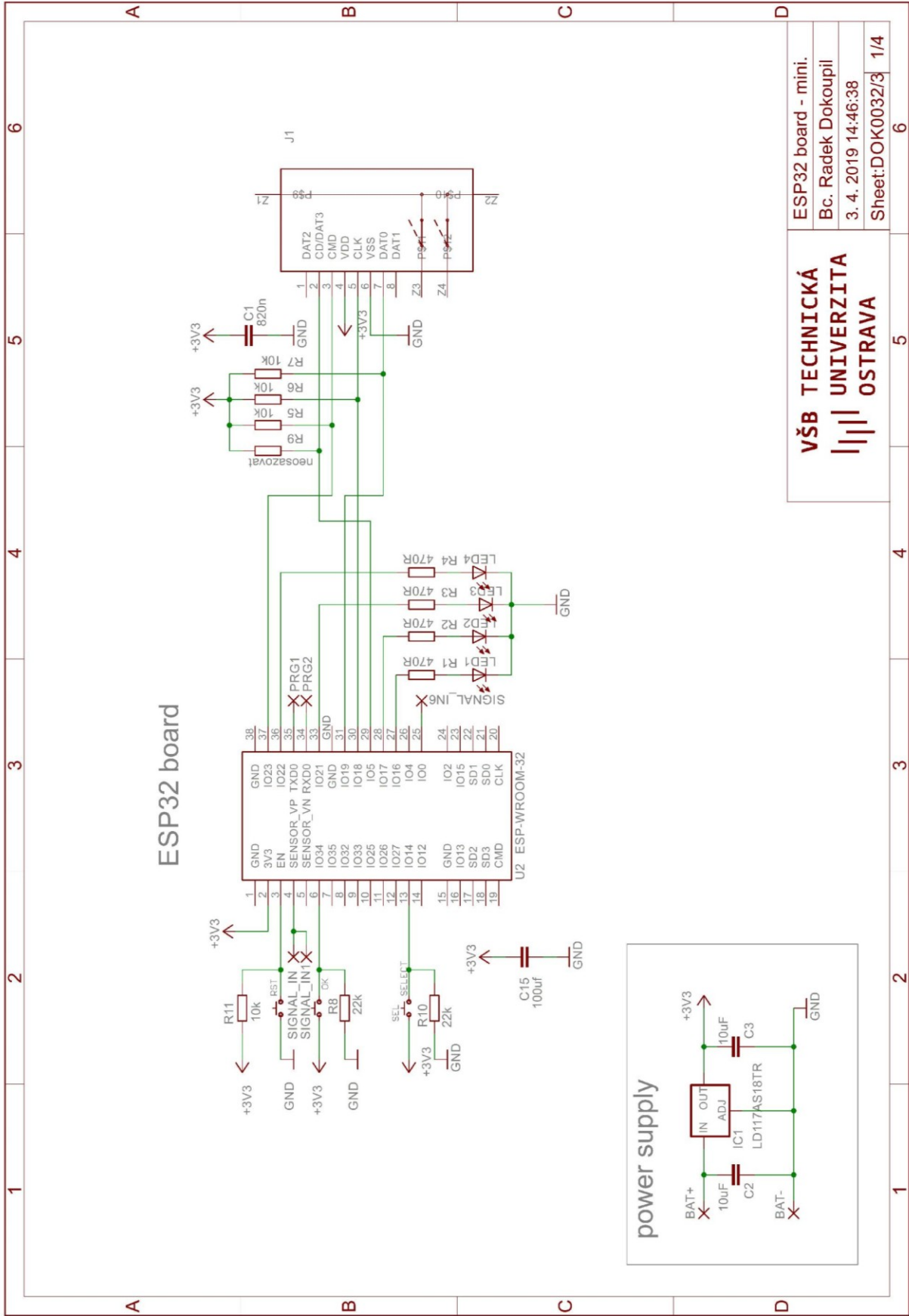
Příloha IV: Nabíjecí modul.

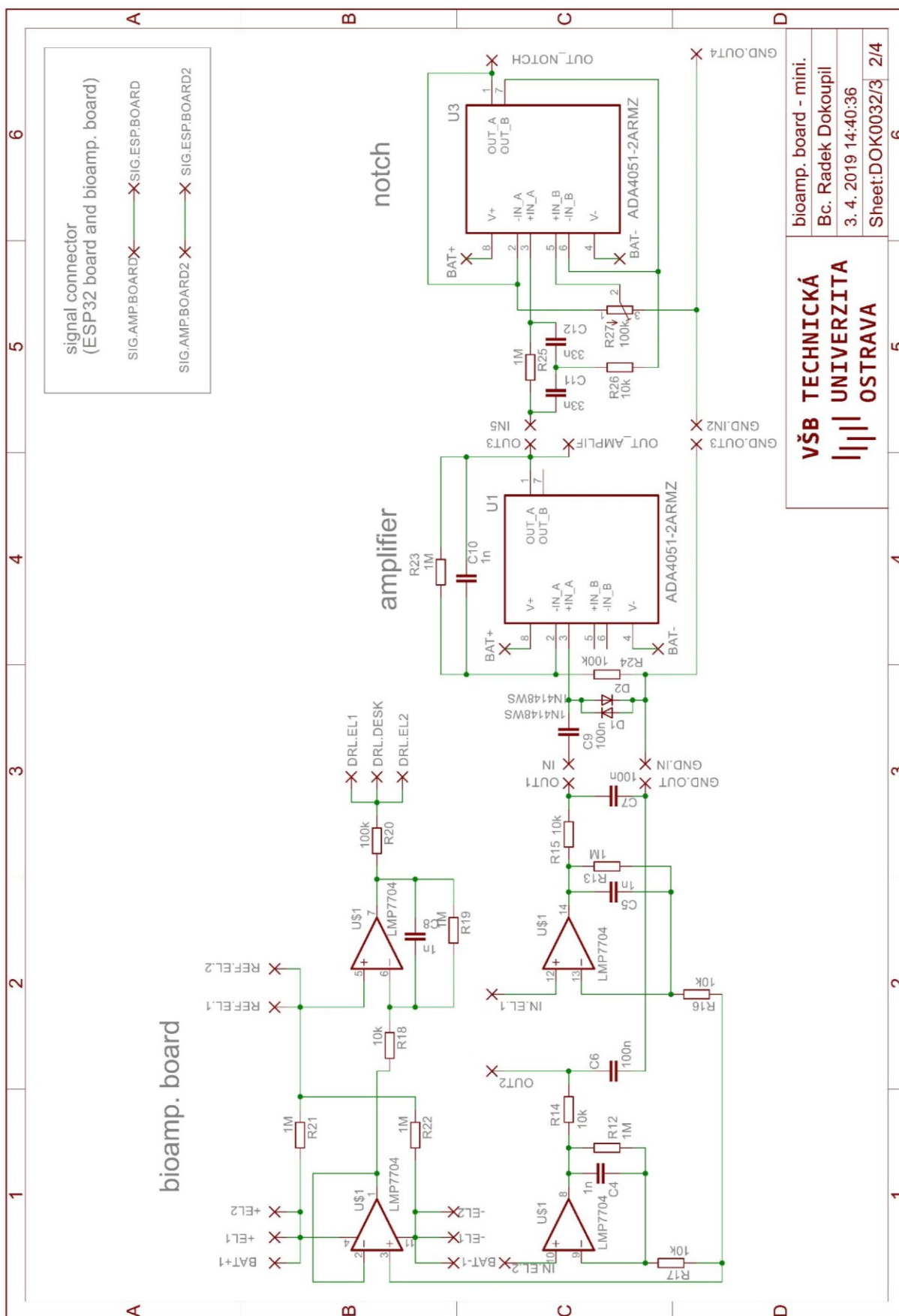


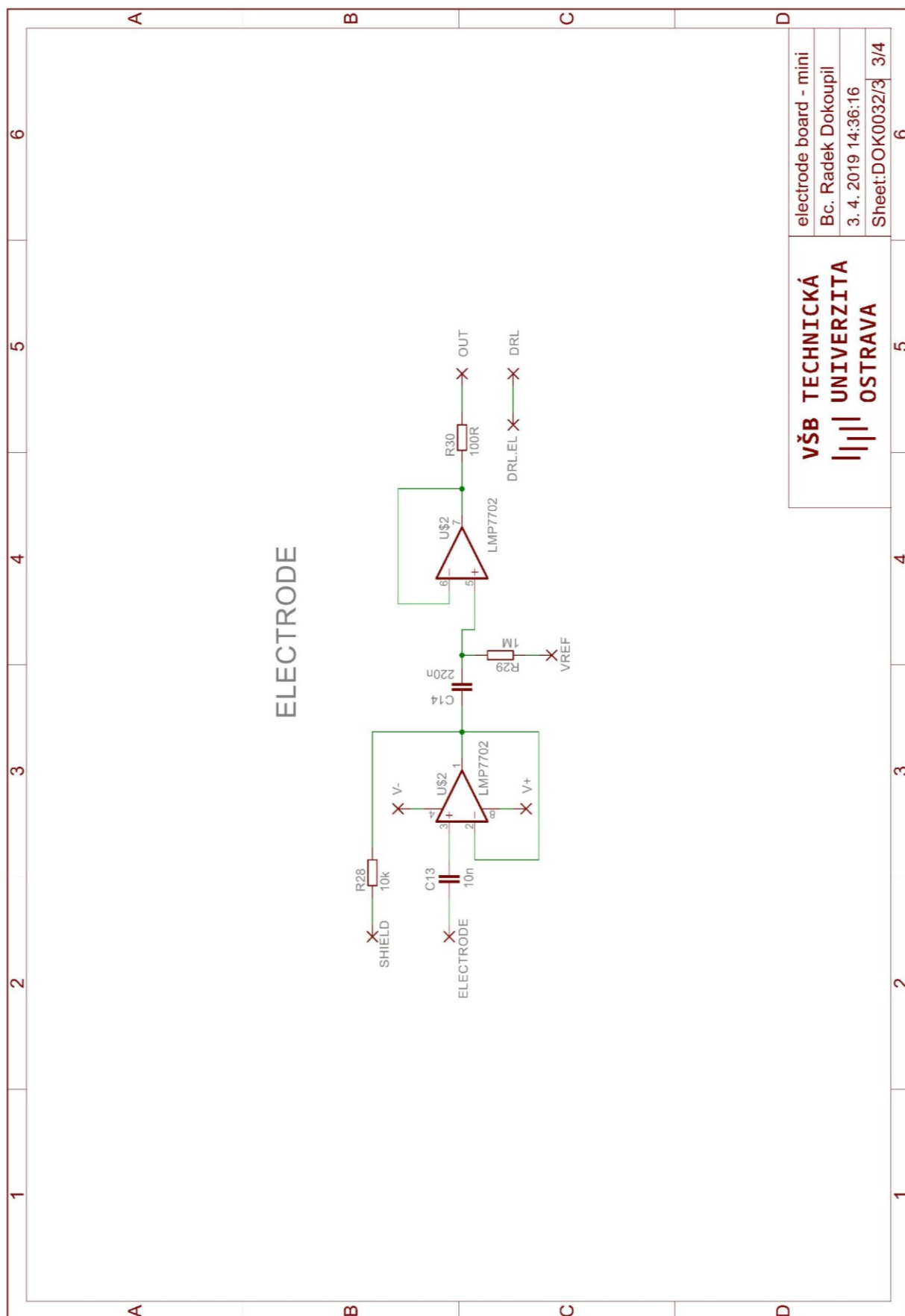
Power supply board	
Bc. Radek Dokoupil	
3. 4. 2019 14:46:20	
Sheet: DOK0032/4	1/1

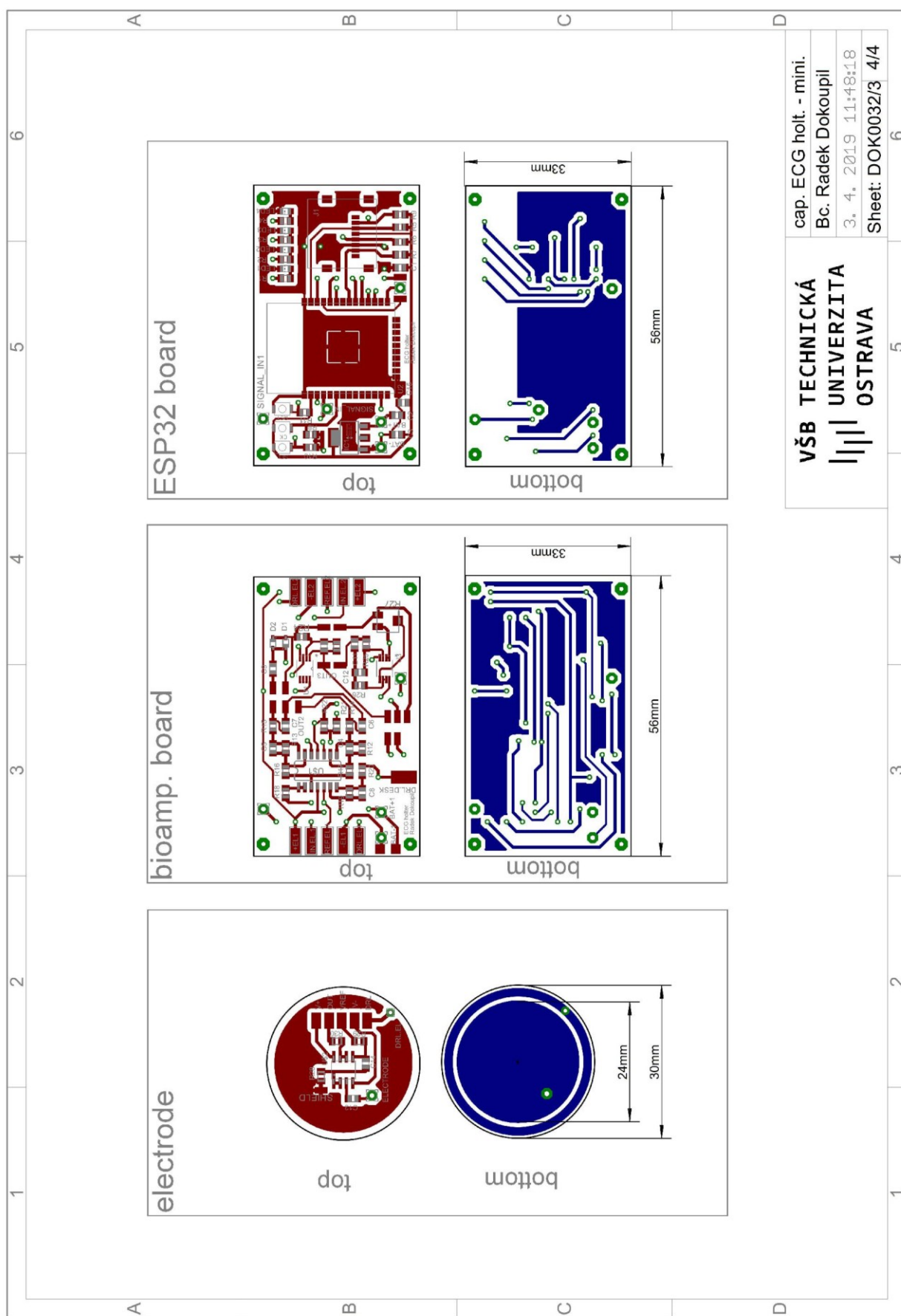
VŠB TECHNICKÁ
UNIVERZITA
OSTRAVA

Příloha V: Druhý, minimalizovaný prototyp zařízení.

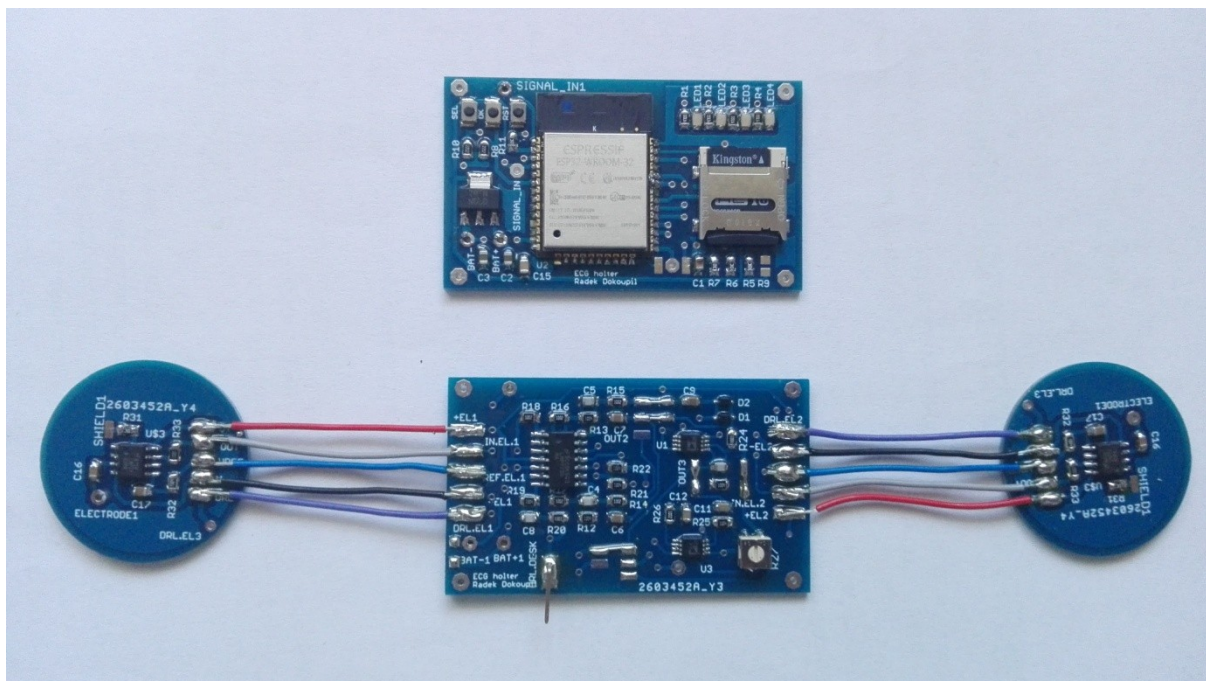








Příloha VI: Fotografie minimalizovaného prototypu zařízení.



Obrázek 1: Fotografie minimalizovaného zařízení (Deska biozesilovače oddělena od desky pro digitalizaci a zpracování signálu).